

Analyse der Muskelaktivität unter Ganzkörper- Vibration

Bachelorarbeit

im Studiengang Medizintechnik
Hochschule Koblenz, RheinAhrCampus Remagen

vorgelegt von

Serfiraz Doğan

geb. am 10.04.1991 in Karakoçan/ Türkei

durchgeführt im: Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt (DLR)

Erstgutachter: Prof. Dr. rer. nat. Jens Bongartz

Zweitgutachter: Prof. Dr. rer. nat. Marco Junglas

Externer Gutachter (DLR): Priv.-Doz. Dr. rer. nat. Jochen Zange

März 2015

Erklärung zur Abschlussarbeit

Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und nur unter Verwendung der angegebenen Quellen und Hilfsmittel verfasst habe.

Zutreffendes bitte ankreuzen:

Mit der hochschulinternen Veröffentlichung der Arbeit bin ich

☐ einverstanden

☒ n i c h t einverstanden.

Ich bin damit einverstanden, dass

- der Titel meiner Arbeit mit meinem Namen und denen der Betreuer im Bibliothekskatalog (OPAC) veröffentlicht wird und
- die Arbeit als PDF hochschulintern eingesehen werden kann.

Dafür erhält die Hochschule ein einfaches, nicht übertragbares Nutzungsrecht ausschließlich für den Zweck der Veröffentlichung in der Bibliothek. Das Recht der Veröffentlichung oder Verwertung durch den Verfasser oder die Verfasserin auf andere Weise, z.B. über einen Verlag, bleibt davon unberührt. Die Hochschule ist nicht verpflichtet, die Arbeit zu veröffentlichen. Das Einverständnis kann jederzeit schriftlich (per Brief!) widerrufen werden. Die Bibliothek wird die Arbeit dann unverzüglich aus dem OPAC oder der Auslage entfernen. Die Veröffentlichung hängt außerdem von der später erteilten Zustimmung des Erstbetreuers ab.

Ort, Datum

Unterschrift

Danksagung

Zunächst möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. Rupert Gerzer, dem Institutsleiter des Instituts für Luft- und Raumfahrtmedizin, und bei Herrn Prof. Dr. med. Jörn Rittweger, dem Leiter der Abteilung Weltraumphysiologie, bedanken, die es mir ermöglicht haben, meine Bachelorarbeit in ihrem Institut anzufertigen.

Besonderer Dank gilt Herrn Dr. rer. nat. Jochen Zange, dem Leiter der Arbeitsgruppe Integrative Muskelphysiologie, der mich während meines Aufenthalts beim DLR betreut und die Zweitkorrektur meiner Bachelorarbeit übernommen hat.

Danke auch an Herrn Prof. Dr. rer. nat. Jens Bongartz für die hochschulseitige Erstkorrektur und an Prof. Dr. rer. nat. Marco Junglas für die hochschulseitige Zweitkorrektur.

Mein herzlichster Dank geht an Herrn Halil Ibrahim Cakar. Er hat mich mit großer Geduld in die Thematik der Studie eingeführt und stand mir während der Messungen stets hilfsbereit zur Seite. Ferner möchte ich mich bei allen Kollegen und Kolleginnen für die angenehme Arbeitsatmosphäre bedanken, in der ich mich immer sehr wohl gefühlt habe. Hierbei möchte ich besonders Stepan Pazezha hervorheben, der neben wertvollen Tipps zu MATLAB auch zu einer erheblichen Besserung meiner Englischkenntnisse beigetragen hat.

Für die unvergessliche Zeit in Remagen bedanke ich mich bei all meinen Kommilitonen, vor allem bei Scharon und Tim. Danke für die lustigen Mittagspausen und intensiven Lernphasen.

Abschließend möchte ich mich auch sehr herzlich bei meiner Familie für ihre stetige Unterstützung während meines Studiums bedanken.

Kurzfassung

Im Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt wurde eine Studie zur Untersuchung des Volumens und der Oxygenierung an kapillarem Blut in der Unterschenkelmuskulatur unter Ganzkörper-Vibration (VOV- Studie) durchgeführt. Ziel der VOV- Studie war es, den Mechanismus der Austreibung venösen Blutes durch Ganzkörper- Vibration aus der ruhenden Wadenmuskulatur zu erkunden. Für die Überprüfung der Muskelaktivität wurden Oberflächen Elektroden an der Wadenmuskulatur und an der Schienbeinmuskulatur eingesetzt.

Aufgrund der Vibration waren die EMG- Signale von Vibrations-Artefakten überlagert, welche eine direkte Aussage über eine mögliche Aktivität der Muskeln erschwerten. Ziel dieser Bachelorarbeit war es diese Rohsignale mit Hilfe von digitalen Filtern zu bearbeiten und anhand der gefilterten Signale Versuche, die durch Willkürkontraktion der Probanden gestört wurden, zu erkennen. Außerdem sollte geprüft werden, ob anhand der gefilterten EMG- Signale bei allen Probanden eine leicht erhöhte Aktivität als Reflex auf die Vibration nachweisbar war.

Nach der Filterung konnte eine erhebliche Dämpfung der Artefakte beobachtet werden. Die Durchführung einer Clusteranalyse der gefilterten Daten zeigte, dass in 47 von 60 Versuchen die Versuchsbedingungen eingehalten wurden, während in den übrigen Versuchen signifikante willkürliche Muskelaktivität nachweisbar war. Eine tonische Reflexaktivität der Muskeln durch die Vibration war nicht nachweisbar.

Inhaltsverzeichnis

| | |
|---|--------------|
| Erklärung zur Abschlussarbeit | ii |
| Danksagung..... | iii |
| Kurzfassung..... | iv |
| 1 Einleitung | 1 |
| 2 Grundlagen | 2 |
| 2.1 Erregbarkeit der Muskelfasermembran..... | 2 |
| 2.2 Kurze Einführung zu Filtern..... | 4 |
| 2.2.1 Filtertypen | 6 |
| 3 Methodik | 7 |
| 3.1 Probandenauswahl | 7 |
| 3.2 Studiendesign..... | 7 |
| 3.3 Versuchsaufbau | 9 |
| 3.1 Messmethoden | 10 |
| 3.2 Versuchsdurchführung..... | 12 |
| 3.3 Datenanalyse der EMG- und Accelerometer- Daten | 12 |
| 3.3.1 Erste Betrachtung der Rohdaten | 13 |
| 3.3.1.1 Die Rohdaten der Accelerometer- Messungen | 13 |
| 3.3.1.2 Die Rohdaten der EMG- Messungen | 15 |
| 3.3.2 Die automatisierte Erkennung einer Vibrationsphase mit konstanter Schwingung der Vibrationsplatte | 17 |
| 3.3.3 Die Filterung der EMG- Signale..... | 21 |
| 4 Ergebnisse der Datenanalyse..... | 24 |
| 5 Statistische Auswertung der Ergebnisse | 30 |
| 5.1 EMG | 31 |
| 5.2 Accelerometer | 34 |
| 6 Diskussion | 38 |
| 7 Ausblick..... | 39 |
| 8 Anhang..... | ix |
| 9 Literaturverzeichnis..... | xv |
| Quellen für die Abbildungen..... | xviii |
| Quellen für die Tabellen | xix |

Abbildungsverzeichnis

| | |
|--|----|
| Abbildung 2-1 Schematischer Aufbau eines Skelettmuskels, aus [Janke 2010] | 2 |
| Abbildung 2-2 Schematische Darstellung des Depolarisations-, Repolarisationszyklus der Zelle, aus [Janke 2010] | 3 |
| Abbildung 2-3 Schematische Darstellung der Amplitudengänge von idealen Filtern , aus [National Instruments 2015] | 4 |
| Abbildung 2-4 Amplitudengang eines idealen Tiefpasses, aus [Neuschwander 2010] | 5 |
| Abbildung 2-5 Amplitudengänge verschiedener Filtertypen, aus [IMD] | 6 |
| Abbildung 3-1 Darstellung des Kipptisches mit unterschiedlichen Kippwinkeln, links: 0°, rechts: 30°, aus [Doğan, Privat] | 9 |
| Abbildung 3-2 Realisierung von zwei Vibrationsrichtungen mit einer Vibrationsplatte, aus [Doğan, Privat] | 9 |
| Abbildung 3-3 Trigno™ Wireless 4-Kanal Sensor, aus [Delsys 2012] | 10 |
| Abbildung 3-4 Instrumentierung, aus [Doğan, privat] | 12 |
| Abbildung 3-5 Rohdatensatz des Accelerometers am TA | 13 |
| Abbildung 3-6 Rohdatensatz des Accelerometers am GL | 14 |
| Abbildung 3-7 Rohdatensatz des Accelerometers am KT | 14 |
| Abbildung 3-8 Rohdatensätze der EMG- Daten des GL und TA | 15 |
| Abbildung 3-9 Rohdatensätze der EMG- Daten des GL und TA während der Vibrationsphase (Zoom) | 16 |
| Abbildung 3-10 MVC- Datensatz des GL während Plantarflexionen | 17 |
| Abbildung 3-11 Kumulative Summe der Beschleunigungsbeträge an GL in x-Richtung | 18 |
| Abbildung 3-12 Zweite numerische Ableitung der kumulativen Summe | 19 |
| Abbildung 3-13 Auswahl einer stabilen Vibrationsphase mittels der x- Richtung des GL | 20 |
| Abbildung 3-14 Auswahl einer stabilen Vibrationsphase und das Ende der Ruhephase im EMG- Datensatz des GL | 20 |
| Abbildung 3-15 Frequenzspektrum der ausgewählten Vibrationsphase des GL (Rohsignal) | 21 |
| Abbildung 3-16 Frequenzspektrum der ausgewählten Vibrationsphase vom GL, zoom | 22 |
| Abbildung 3-17 Darstellung der Harmonischen im EMG- Signal des GL während der Vibrationsphase | 23 |
| Abbildung 4-1 Das ungefilterte Frequenzspektrum des GL während der Vibrationsphase | 24 |
| Abbildung 4-2 Amplitudengang des verwendeten Hochpasses für die Realisierung eines Bandpasses mit der Grenzfrequenz 20 Hz und Ordnung 6 | 25 |
| Abbildung 4-3 Amplitudengang des verwendeten Tiefpasses für die Realisierung eines Bandpasses mit der Grenzfrequenz 450 Hz und Ordnung 6 | 26 |
| Abbildung 4-4 Frequenzspektrum des GL nach der Bandpassfilterung | 27 |
| Abbildung 4-5 Amplitudengang des Notchfilters mit der Mittenfrequenz 25 Hz und Ordnung 4 | 28 |
| Abbildung 4-6 Spektrum der Vibrationsphase nach Bandpass- und Notchfilterung | 29 |
| Abbildung 4-7 Zeitsignal der Vibrationsphase vor und nach der Filterung | 29 |
| Abbildung 4-8 Zeitsignal der Ruhephase und des MVC vor und nach der Filterung | 30 |
| Abbildung 5-1 Datenüberblick des GL: Mittelung über alle Probanden | 31 |
| Abbildung 5-2 Cluster nach EMG- Amplitude im GLM pro Experiment | 33 |
| Abbildung 5-3 Cluster nach EMG- Amplitude im GLM pro Experiment für TA | 34 |

| | |
|--|----|
| Abbildung 5-4 Beschleunigung am KT in der Nähe der Vibrationsplatte..... | 35 |
| Abbildung 5-5 Beschleunigung am GL..... | 36 |
| Abbildung 5-6 Beschleunigung am TA..... | 37 |

Tabellenverzeichnis

| | |
|--|----|
| Tabelle 3-1 Experimentablauf für eine mögliche Kombination des Kippwinkels (KW) und der Vibrationsrichtung (VR)..... | 8 |
| Tabelle 3-2 Permutationstabelle der Reihenfolgen für die Versuchsbedingungen..... | 8 |
| Tabelle 3-3 EMG- Sensor- Spezifikationen, aus [Delsys 2012]..... | 11 |
| Tabelle 3-4 Accelerometer Spezifikationen [Delsys 2012]..... | 11 |
| Tabelle 3-5 Filterspezifikationen der Notchfilter | 23 |
| Tabelle 5-1 Clusteranalyse der korrigierten EMG-RMS am GL bei 25 Hz Vibration (5 Datenpunkte pro Experiment). | 32 |

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|---------------|--|
| DASYLab | Data Aquisition System Laboratory |
| DLR | Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt |
| EMG | Elektromyographie |
| FFT | Fast Fourier Transform |
| GL | Muskulus gastrocnemius lateralis |
| GLM | EMG des GL in μV |
| GLP | EMG des GL in Prozent |
| KT | Kipptisch |
| KW | Kippwinkel |
| MATLAB R2013b | Matrix Laboratory Reverse 2013 b |
| MVC | Maximum Voluntary Contraction |
| TA | Muskulus tibialis anterior |
| TFM | Task Force Monitor |
| VOV | Untersuchung des <u>V</u> olumens und der <u>O</u> xygenierung an kapillarem Blut in der Unterschenkelmuskulatur unter Ganzkörper-Vibration |
| VR | Vibrationsrichtungen |

1 Einleitung

Unter Elektromyographie (EMG) versteht man die Detektion und Analyse des elektrischen Signals, welches die Summe der Aktionspotentiale der motorischen Einheiten im kontrahierenden Muskel darstellt. Wird die elektrische Aktivität an der Hautoberfläche gemessen, so wird die Aktivität von jenen Muskeln gemessen, die sich unter den Elektroden befinden.

Die Muskelfasern sind sehr empfindlich gegenüber einer Vibration und reagieren auf eine direkte Stimulation des Muskelbauchs oder der Sehne mit synchroner Aktivierung der Fasern, die als tonischer Vibrationsreflex bezeichnet wird [Desmedt 1983]. Das Ganzkörpervibrationstraining (GKVT) stimuliert mehrere Muskeln gleichzeitig und es ist nicht möglich die Antwort einzelner Muskeln auf das GKVT zu erkunden. Studien belegen, dass eine zusätzliche Aktivierung der Muskelfasern unter Ganzkörpervibration nur bei willkürlicher Arbeit zu beobachten ist [Rittweger et al. 2001, Zange et al. 2008, Zange et al. 2009, Ritzmann et al. 2010]. Aus diesem Grund wird das GKVT im Sport, Reha und Luftraummedizin als Trainingsmethode getestet, um die Stärke der Muskel und Knochen zu verbessern. Der Hintergrund für die vibrationsspezifische Muskelaktivität ist nicht endgültig aufgeklärt und bedarf weiterer Untersuchungen. Aufgrund der Vibration ist eine Überlagerung des EMG- Signals mit periodischen Anteilen vorhanden. Einige Autoren sind der Auffassung, dass der größte Teil der unter Vibration gemessenen Werte Bewegungsartefakte darstellen [Abercromby et al. 2007], wohingegen andere behaupten, dass diese Aktivität durch Dehnungsreflexe ausgelöst wird [Ritzmann et al. 2010].

In einer vorangegangenen Studie [Zange et al. 2014] wurde im DLR die Wirkung der Vibration auf den Unterschenkel in Abwesenheit von Willkürkontraktionen untersucht. Es zeigte sich, dass der Wadenmuskel als Antwort auf die Vibration keine Reflexkontraktion zeigte. Eine optische Messung der Blutmenge und der Sauerstoffbeladung des Blutes zeigte, dass die Vibration eine schnellen Austreibung von venösem Blut aus dem Muskel bewirkte. Um diese Wirkung näher zu untersuchen, wurde im Institut für Luft- und Raumfahrtmedizin eine weitere Studie (VOV- Studie) durchgeführt. Dabei wurde die Vibration der Frequenz 25 Hz orthogonal und parallel in die Wadenmuskulatur eingeleitet, wobei die Probanden horizontal auf den Rücken lagen (0°) oder um 30° in die Vertikale gekippt wurden. In der 0° Position sind die Beine am wenigsten mit Blut gefüllt, weil die Schwerkraft orthogonal zu Körperachse gerichtet ist. In 30° wirken 50% der Schwerkraft in Richtung der Füße und es kommt zu einer messbaren Verschiebung des Blutes in die Beine. Um die alleinige Wirkung der Vibration auf das Blutvolumen in den Muskeln zu testen, durfte die Wadenmuskulatur nicht willkürlich kontrahiert werden (Versuchsbedingung), da eine Muskelkontraktion ebenfalls das Blutvolumen in der Muskulatur reduziert (Muskelpumpe). Die Aktivität der Muskeln wurde mittels Oberflächen Elektroden geprüft.

Im DLR wurden bisher EMG- Daten mithilfe des Programms DASyLab bearbeitet. Da DASyLab über keine Optionen für schmalbandige Frequenzfilter verfügt, wurden die Signale mittels einer FFT (Fast Fourier Transform) im Frequenzbereich bearbeitet. Dabei wurde die Störfrequenz, was der Vibrationsfrequenz entspricht, und deren Harmonische aus dem Frequenzspektrum herausgeschnitten, d.h. die unerwünschten Frequenzen wurden mit einer ausgewählten

Bandbreite auf null gesetzt. Da eine Rücktransformation der FFT mit DAYSLab nicht möglich ist, wurde das Spektrum nach der Bearbeitung integriert.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es mittels der Programmiersprache MATLAB R2013b digitale Filter zu entwerfen und anzuwenden. Das gefilterte Signal dient zum einen dem Nachweis, dass die Probanden die Muskeln nicht willkürlich aktivierten und zum anderen dem Überprüfen einer möglicherweise geringen, tonischen Reflexantwort auf die Vibration.

2 Grundlagen

2.1 Erregbarkeit der Muskelfasermembran

In der VOV- Studie wurden die linke, äußere Wadenmuskulatur (M. gastrocnemius lateralis) und die Schienbeinmuskulatur (M. tibialis anterior) untersucht. Diese gehören zu der Skelettmuskulatur, welche der willkürlichen Kontraktion unterliegt. Ein Skelettmuskel besteht aus mehreren Muskelfaserbündeln. Für die Muskelkontraktion sind die Myofibrillen verantwortlich, welche sich aus einer Aneinanderreihung von Sarkomeren, der kleinsten kontraktile Einheit, zusammensetzen. Die Sarkomere wiederum bestehen vorwiegend aus den Proteinen Aktin und Myosin [Bille et al. 1999].

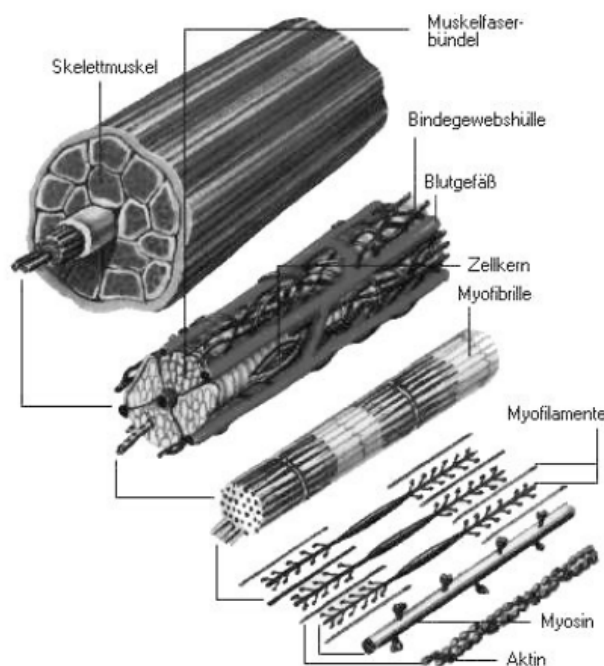


Abbildung 2-1 Schematischer Aufbau eines Skelettmuskels, aus [Janke 2010]

Ein Kontraktionsprozess beginnt mit der Aktivierung eines Alpha- Motoneurons über das zentrale Nervensystem. Die Aktivierung wird mit einer charakteristischen Abweichung des Membranpotentials vom Ruhepotential ausgelöst, welche als Aktionspotential bezeichnet wird. Das Ruhepotential einer Muskelzelle liegt zwischen -100 und -70 mV und repräsentiert die

ungleiche Verteilung der positiv- und negativ geladenen Ionen zwischen dem Zellinnerem und dem Zelläußeren [Schmidt et al. 2000].

Mit Hilfe von aktiven Transportmechanismen (Ionenpumpe) wird das Ruhepotential aufrechterhalten, da sonst keine Nervenimpulse weitergeleitet werden können [Schmidt et al. 2000]. Zwischen einem Motoneuron und der Muskelfaser befindet sich die motorische Endplatte. Diese beinhaltet kleine Bläschen (Vesikel), die einen chemischen Neurotransmitter, das Acetylcholin, enthalten [Schmidt et al. 2000]. Kommt es zu einer Erregung (Aktionspotential), so wird das Acetylcholin über das Motoneuron an die motorischen Endplatten ausgeschüttet. Mit der Freisetzung von Calcium-Ionen im Inneren der Faser wird die Kontraktion des Muskels eingeleitet. Unter Energieverbrauch werden die Myosinfilamente an die Aktinfilamente geschoben und der Muskel verkürzt sich [Lexikon der Biologie 1999, Biologie-Schule 2015].

Die Muskelfasern können synchron oder asynchron aktiviert werden. Bei einer asynchronen Aktivierung ist eine Willkürkontraktion gegeben. Eine synchrone Aktivierung tritt zum Beispiel bei einem Eigenreflex als Reaktion auf eine schnelle Dehnung des Muskels auf.

In Abbildung 2-2 ist das Depolarisations- und Repolarisationszyklus einer Zelle (Aktionspotential) dargestellt. Für das Entstehen eines Aktionspotentials muss das Membranpotential eine Schwelle von etwa -50 mV erreichen (Alles- oder- Nichts- Gesetz). Wird diese erreicht, kommt es zu einer raschen Umpolarisierung des Intrazellulärraums bis zu dem sogenannten Overshoot (Depolarisation). Daraufhin folgt die Repolarisation.

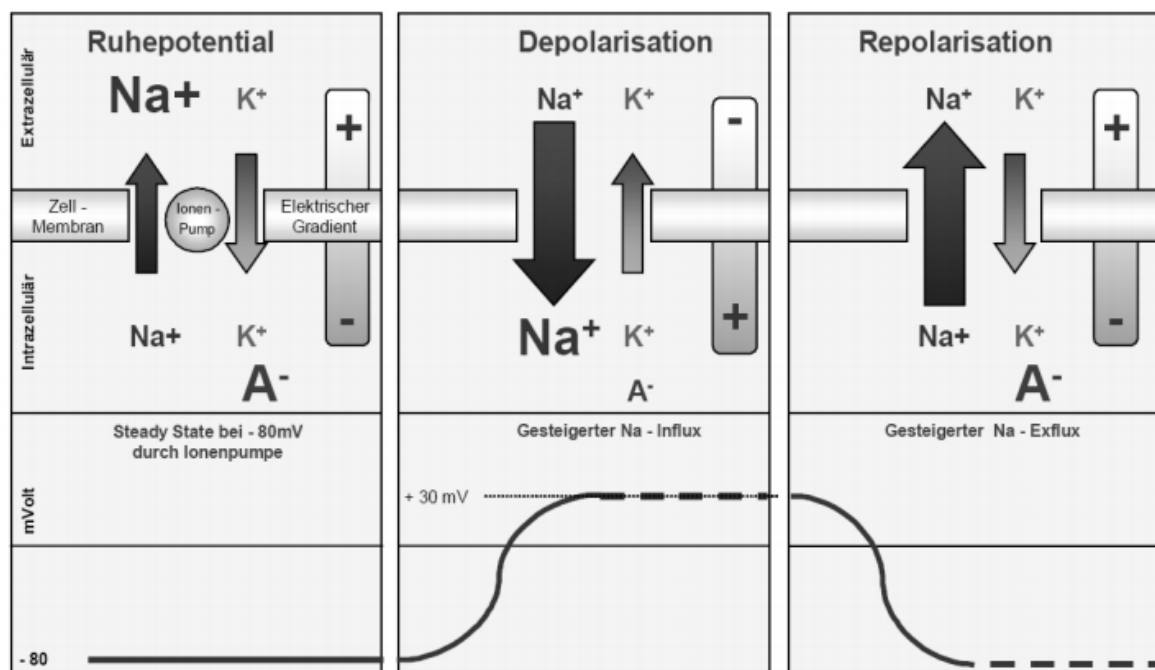


Abbildung 2-2 Schematische Darstellung des Depolarisations-, Repolarisationszyklus der Zelle, aus [Janke 2010]

Nach der Repolarisation sinkt die Spannung unterhalb des ursprünglichen Ruhepotentials (Hyperpolarisation). Aus diesem Grund kann unmittelbar nach einem Aktionspotential kein weiteres folgen. Das Ruhepotential muss erst wiederhergestellt werden. Mithilfe von

Ionenpumpen (Natrium- Kalium- Pumpen) wird die Spannung reguliert und wieder auf das Ruhepotential gebracht. Die für die Regulierung benötigte Zeit wird als Refraktärzeit bezeichnet und dauert in der Regel ca. 2 ms [Hoole 2011, Biologie- Schule 2015].

2.2 Kurze Einführung zu Filtern

Ein Filter ist eine frequenzselektive Schaltung, mit dem unerwünschte Frequenzkomponenten des Eingangssignals unterdrückt werden können. Abhängig von dem zu unterdrückenden Bereich werden vier grundlegende Filtertypen unterschieden: Tiefpass, Hochpass, Bandpass und Bandsperre. Mit einem Tiefpass passieren die tiefen Frequenzen das Filter und die hohen Frequenzen werden gesperrt. Das Gegenstück zu einem Tiefpass ist der Hochpass. Hier passieren die hohen Frequenzen das Filter und die tiefen Frequenzen werden gesperrt. Mit einer geeigneten Kombination aus Hoch- und Tiefpass können ganze Frequenzbanden durchgelassen (Bandpass) oder gesperrt (Bandsperre) werden.

Ideale Filter besitzen rechteckförmige Amplitudengänge und damit eine unendlich hohe Ordnung. Praktisch ist eine Realisierung eines solchen Filters nicht möglich. Daher werden in der Praxis Toleranzbereiche festgelegt. Mit den Parametern Durchlass-, Übergangs-, Sperrbereich, Durchlass- und Sperrfrequenz kann jedes Filter vollständig beschrieben werden [Neuschwander 2010]. Die Ordnung eines Filters beschreibt die Steilheit der Übertragungsfunktion beim Übergang vom Durchlassbereich in den Sperrbereich. Mit zunehmender Ordnung steigt die Steilheit um 20 dB/Dekade, d.h. ein Filter 1. Ordnung weist eine Steilheit von 20 dB/Dekade ab der Grenzfrequenz auf, ein Filter 3. Ordnung dementsprechend eine Steilheit von 60 dB/Dekade ab der Grenzfrequenz.

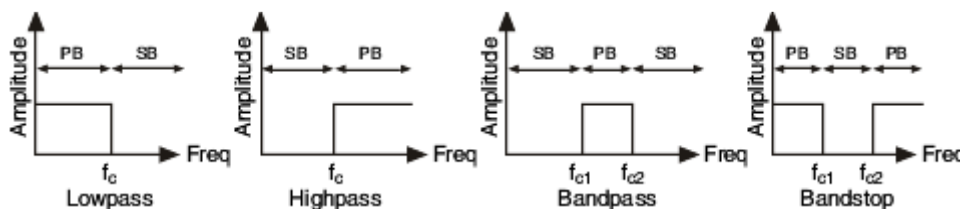


Abbildung 2-3 Schematische Darstellung der Amplitudengänge von idealen Filtern , aus [National Instruments 2015]

Nachfolgend werden die filterspezifischen Parameter am Beispiel des Tiefpasses (Abbildung 2-4) erläutert. Der Bereich von 0 bis f_{pass} ist der Durchlassbereich, f_{pass} bis f_{stop} stellt den Übergangsbereich dar und der Sperrbereich geht von f_{stop} bis $0.5f_a$. Die Abweichungen δ_1 und δ_2 werden als "Rippel" bezeichnet.

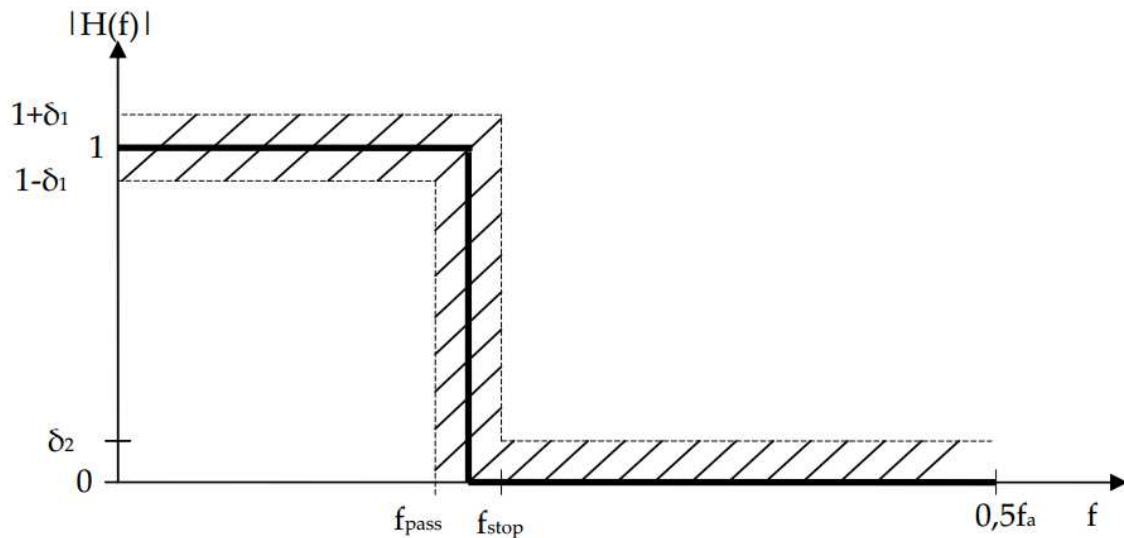


Abbildung 2-4 Amplitudengang eines idealen Tiefpasses, aus [Neuschwander 2010]

Grundsätzlich wird zwischen analogen und digitalen Filtern unterschieden. Ein analoges Filter ist eine Schaltung mit Widerständen, Kondensatoren und/ oder Spulen. Unter digitalen Filtern versteht man Rechenoperationen, die auf einem digitalen Signalprozessor (DSP) ausgeführt werden.

Die Beschreibung eines digitalen Filters erfolgt über die z- Übertragungsfunktion $H(z)$:

$$H(z) = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + \dots + b_N z^{-N}}{1 + a_1 z^{-1} + \dots + a_N z^{-N}} \quad (2-1)$$

Die Variablen b und a sind dabei die Filterkoeffizienten und sind in der Regel konstante Werte. Mit z^{-1} wird das Signal um einen Takt verzögert (Verzögerungsglied). Die Anzahl dieser Komponente bestimmt die Ordnung des Filters [Klett, Schwegler 2003].

$H(z)$ kann in ein Produkt von zwei Übertragungsfunktionen überführt werden:

$$H(z) = H_Z(z) * H_N(z) \quad (2-2)$$

mit

$$H_Z(z) = b_0 + b_1 z^{-1} + \dots + b_N z^{-N} \quad (2-3)$$

und

$$H_N(z) = \frac{1}{1 + a_1 z^{-1} + \dots + a_N z^{-N}} \quad (2-4)$$

Besteht die Übertragungsfunktion nur aus einem Zählerpolynom $H_Z(z)$, so handelt es sich um ein nichtrekursives Filter (FIR-Filter). Dabei steht FIR für „finite impulse response“ (endliche Impulsantwort). Da das Filter über keinen internen Speicher verfügt, existiert keine Rückkopplung

vom Ausgang in den Eingang, d.h. ein FIR- Filter kann nie schwingen und ist somit immer stabil. Ein Filter mit einer Übertragungsfunktion mit Nennerpolynom $H_N(z)$ wird als rekursives Filter (IIR-Filter) bezeichnet. IIR bedeutet dabei „infinite impulse response“ (unendliche Impulsantwort). Bei einem IIR- Filter ist der Ausgang auf den Eingang rückgeführt. Dadurch ist ein Schwingen dieses Filters möglich.

Ein wesentlicher Vorteil von IIR- Filtern gegenüber FIR- Filtern ist, dass für einen vergleichbaren Filtereffekt eine deutlich niedrigere Filterordnung benötigt wird. Dadurch reduziert sich der Rechenaufwand eines IIR-Filters gegenüber einem FIR-Filter [Petter 2000]. Der Nachteil von IIR- Filtern ist der nicht-lineare Phasengang. Ist der Phasengang nicht von Interesse, wie z.B. bei der Untersuchung der Signalamplitude, können IIR- Filter angewendet werden.

2.2.1 Filtertypen

Es gibt verschiedene Filtertypen, die sich durch ihre eigene Filtercharakteristik auszeichnen. Abhängig vom gewählten Filtertyp können bestimmte Filtereigenschaften, wie z.B. die Dämpfung oder die Flankensteilheit, beeinflusst werden.

Das Bessel- Filter zeichnet sich dadurch den glatten Frequenzverlauf im Durchlassbereich aus. Im Bereich der Grenzfrequenz ist eine sehr geringe Steilheit des Amplitudengangs vorhanden.

Ein Tschebyscheff- Filter besitzt einen sehr steilen Flankenabfall nach der Grenzfrequenz. Je nach Typus (Typ I oder Typ II) ist der Frequenzverlauf im Durchlass- oder im Sperrbereich wellig.

Ein Kompromiss stellt das Butterworth- Filter dar. Im Durchlassbereich hat das Butterworth- Filter ein konstantes Dämpfungsverhalten. Nach der Grenzfrequenz hat das Filter einen monoton abnehmenden Amplitudenverlauf [ITWissen 2015].

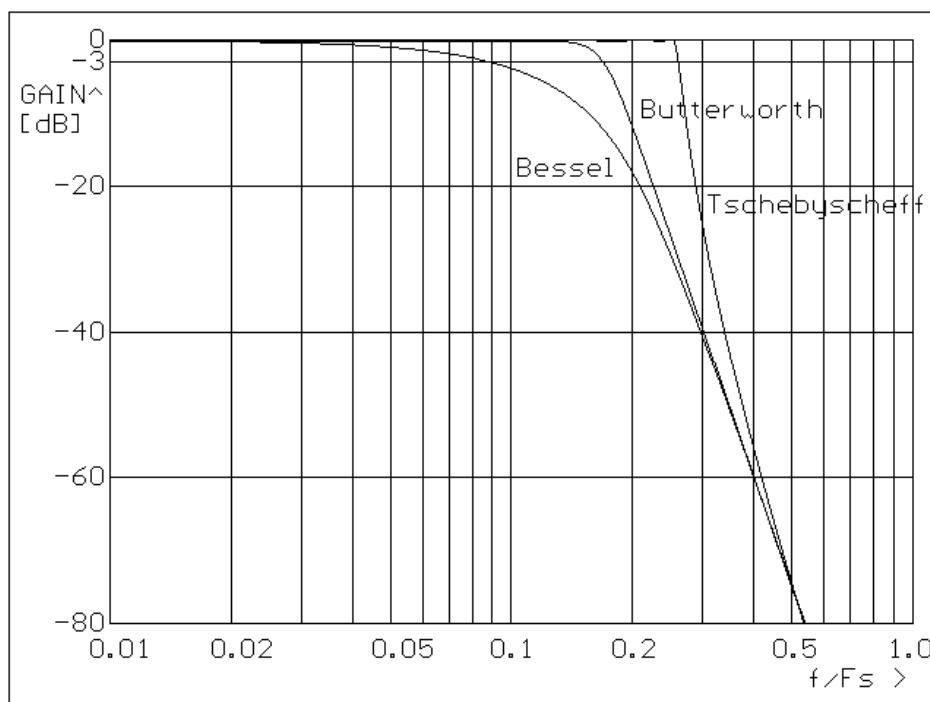


Abbildung 2-5 Amplitudengänge verschiedener Filtertypen, aus [IMD]

3 Methodik

3.1 Probandenauswahl

Für die VOV- Studie wurden 16 männliche Probanden rekrutiert. Ein Proband fiel während der Studie aus. Die restlichen 15 Probanden im Alter von $27,33 \pm 6,17$ Jahren, mit einem Gewicht von $83,74 \pm 12,47$ kg und einer Größe von $180,58 \pm 5,72$ cm (Mittelwerte \pm Standardabweichung) beendeten alle Versuche. Die Ethikkommission der Ärztekammer Nordrhein in Düsseldorf hat die VOV- Studie als ethisch unbedenklich genehmigt. Alle Probanden wurden vor Versuchsbeginn mündlich und schriftlich aufgeklärt und einer medizinischen Eingangsuntersuchung unterzogen. Dabei wurden folgende Ein- und Ausschlusskriterien berücksichtigt:

Einschlusskriterien

- gesunde, männliche Probanden zwischen 18 und 65 Jahren, die bereit und in der Lage sind, an der gesamten Untersuchung teilzunehmen
- Schuhgröße größer als 40 und kleiner als 47 (praktische Gründe)
- keine Leistungssportler
- Nichtraucher, seit mindestens 6 Monaten vor Studienbeginn (wird durch Urintest überprüft)
- Probanden, die die Einschlussuntersuchung erfolgreich absolviert haben
- Vorliegende Einverständniserklärung vor Beginn der Studie

Ausschlusskriterien

- Personen, die metallische Implantate wie z.B. künstliche Gelenke sowie Schrauben oder Platten nach Knochenoperationen in den unteren Extremitäten haben
- Personen, die innerhalb des letzten Jahres vor der Studie in den Beinen oder Hüfte Knochenbrüche, Muskelverletzungen oder Verletzungen der Sehnen und Bänder erlitten haben
- Leistungssportler
- Raucher
- Drogen- oder Alkoholmissbrauch (häufiger Konsum von mehr als 20-30 g pro Tag, durch Blut- und Urintests überprüft)
- Extreme Fettleibigkeit
- Probanden mit zu kleinen oder zu großen Füßen: Schuhgrößen <40 oder >47
- Keine schriftliche Einverständniserklärung vor Beginn der Studie

3.2 Studiendesign

Die Studie wurde in den Räumlichkeiten des Physiologielabors des Instituts für Luft- und Raumfahrtmedizin im DLR durchgeführt. Alle Probanden wurden nacheinander unter vier verschiedenen Bedingungen in permutierter Reihenfolge getestet. Es wurde die Wadenmuskulatur in zwei verschiedenen Körperhaltungen (0° und 30°) in zwei

Vibrationsrichtungen (orthogonal und parallel zur Wade) untersucht. Die Wadenmuskulatur sollte nicht willkürlich kontrahiert werden.

Die Tabelle 3-1 zeigt einen Experimentablauf für eine mögliche Kombination des Kippwinkels und der Vibrationsrichtung. Die Vibrationsrichtung wurde zwischen zwei Experimenten gewechselt. Die Reihenfolge aus Kippwinkel und Vibrationsrichtung waren von Proband zu Proband unterschiedlich.

Tabelle 3-1 Experimentablauf für eine mögliche Kombination des Kippwinkels (KW) und der Vibrationsrichtung (VR)

| Experimentablauf | |
|--|-------------------------------------|
| Dauer [min] | Prozedur |
| 30 | Instrumentierung, Signalüberprüfung |
| Experiment 1 | |
| 10 | Vorlauf, KW: 0° |
| 3 | VR: parallel, KW: 0° |
| 10 | Erholung, KW: 0° |
| Experiment 2 | |
| 10 | Vorlauf, KW: 30° |
| 3 | VR: parallel, KW: 30° |
| 10 | Erholung, KW: 30° |
| <i>Umbau der Vibrationsplatte auf dem Kipptisch und ca. 60 min Pause für den Probanden</i> | |
| Experiment 3 | |
| 10 | Vorlauf, KW: 0° |
| 3 | VR: orthogonal, KW: 0° |
| 10 | Erholung, KW: 0° |
| Experiment 4 | |
| 10 | Vorlauf, KW: 30° |
| 3 | VR: orthogonal, KW: 30° |
| 10 | Erholung, KW: 30° |

Tabelle 3-2 Permutationstabelle der Reihenfolgen für die Versuchsbedingungen

Die Vibration wurde orthogonal oder parallel zum Unterschenkel eingeleitet. Die Probanden lagen horizontal auf dem Kipptisch (0°) oder um 30° mit den Füßen nach unten gekippt. Ursprünglich waren jeder Gruppe vier Probanden zugeordnet. Der Dropout gehörte der Gruppe 2

| | Permutation 1 | Permutation 2 | Permutation 3 | Permutation 4 |
|---------------------|----------------------|----------------------|----------------------|----------------------|
| Experiment 1 | orthogonal, 0° | orthogonal, 30° | parallel, 0° | parallel, 30° |
| Experiment 2 | orthogonal, 30° | orthogonal, 0° | parallel, 30° | parallel, 0° |
| Experiment 3 | parallel, 0° | parallel, 30° | orthogonal, 0° | orthogonal, 30° |
| Experiment 4 | parallel, 30° | parallel, 0° | orthogonal, 30° | orthogonal, 0° |

Ursprünglich sollte die Auswirkung der Vibration auf die Muskulatur in drei verschiedenen Körperhaltungen untersucht werden: 0°, 30° und 70°. Durch das nicht Bewegen der Beinmuskulatur und durch den massiven Anstieg der Durchblutung in der deutlich geröteten Haut der Beine nach einer Vibration verringerte sich in der 70° Stellung bei drei von vier getesteten

Probanden der venöse Rückstrom zum Herzen so stark, sodass das Gehirn nicht mehr ausreichend versorgt wurde und die Probanden das Bewusstsein verloren haben. Daraufhin wurde die 70°-Position aus dem Protokoll gestrichen.

3.3 Versuchsaufbau

Der Proband lag während des Versuchs auf einem Kipptisch, der je nach Stellung eine unterschiedliche Einwirkung der Schwerkraft entlang des Körpers ermöglichte. Für die vollständige Entlastung des Unterschenkels war ein Sattel an dem Kipptisch angebracht, der bei 30° das Gewicht der Probanden trug. Die Füße wurden mit einem Gurtsystem an der Vibrationsplatte befestigt. Ferner war eine Polsterung notwendig, da durch die Vibration Reibung und Druck am Fuß entstanden.

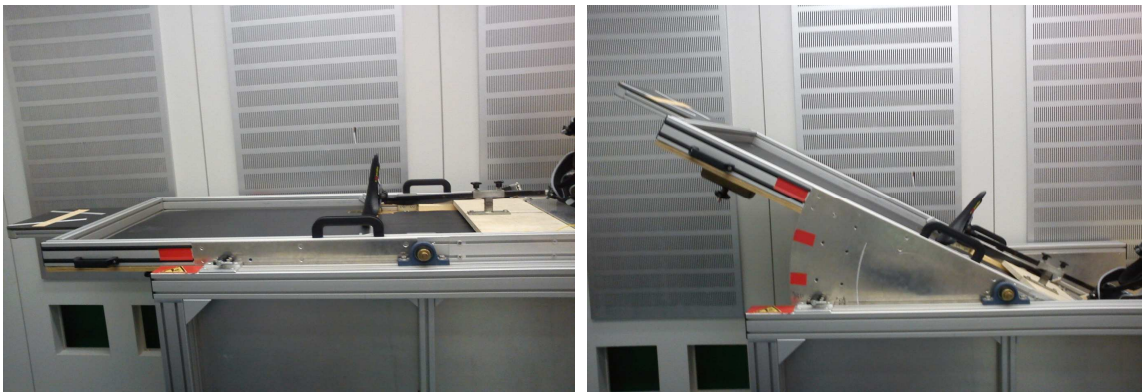


Abbildung 3-1 Darstellung des Kipptisches mit unterschiedlichen Kippwinkeln, links: 0°, rechts: 30°, aus [Doğan, Privat]



Abbildung 3-2 Realisierung von zwei Vibrationsrichtungen mit einer Vibrationsplatte, aus [Doğan, Privat]

Um verschiedene Vibrationsrichtungen mit einer Vibrationsplatte zu ermöglichen, wurde die Vibrationsplatte entweder senkrecht oder waagrecht auf dem Kipptisch montiert. Links: Aufbau zur orthogonalen Vibration, rechts: Aufbau zur parallelen Vibration

3.1 Messmethoden

Die Vibration wurde durch eine seitenalternierende Vibrationsplatte der Firma Novotec Medical GmbH ermöglicht. Mithilfe dieser Vibrationsplatte waren Frequenzen bis zu 27 Hz möglich [Novotec Medical GmbH 2013]. In der VOV- Studie ist eine Vibration der Frequenz von 25 Hz und einer Amplitude von 2,5 mm in die Wadenmuskulatur für drei Minuten eingeleitet worden.

Eine Minute vor der Vibrationsphase bis eine Minute nach der Vibrationsphase haben Oberflächenelektroden der Firma Delsys® Trigno™ Wireless System die Muskelaktivität der Wadenmuskulatur (GL) und der Schienbeinmuskulatur (TA) gemessen. Die eingebauten dreiachsigen Accelerometer bestimmten die mechanische Übertragung der Vibrationsplatte auf den GL und auf den TA. Ein weiterer Sensor, der in der Nähe der Platte befestigt war, sollte die Beschleunigung des Tisches bestimmen.

Das Trigno™ Wireless System verfügt zur Signalerfassung an der Hautoberfläche vier Silberelektroden. Für die maximale Signalerfassung ist die Orientierung dieser Elektroden senkrecht zu den Muskelfasern zu wählen. Ferner ist zu beachten, dass die Elektroden am Bauch des Muskels zu befestigen sind. Die Hautvorverarbeitung beinhaltet die Rasur und Reinigung der zu untersuchenden Stellen mit Alkohol. Die Verwendung von Elektrodengel ist nicht notwendig, die Elektroden werden mit extra für die Elektroden gefertigten Klebestreifen direkt auf den zu untersuchenden Muskeln angebracht [Delsys 2012].

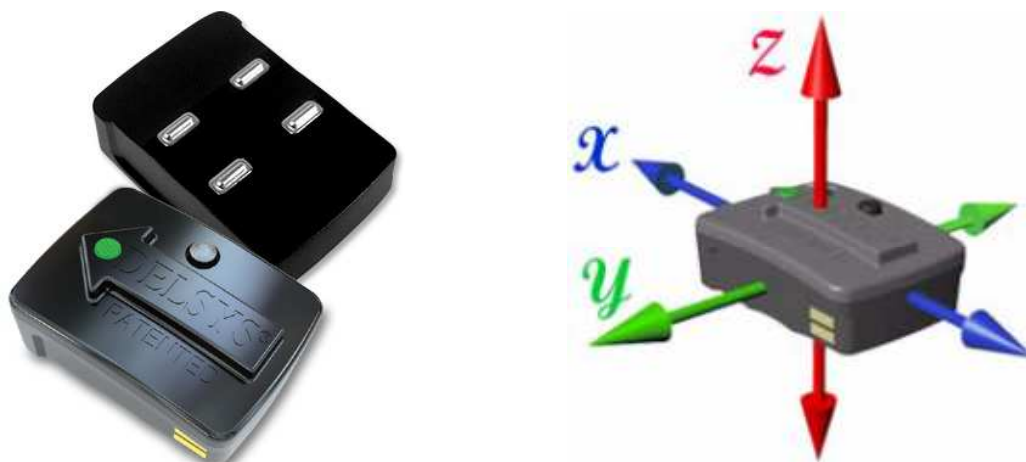


Abbildung 3-3 Trigno™ Wireless 4-Kanal Sensor, aus [Delsys 2012]

Links: Mit den vier Silberelektroden misst der Trigno™ Wireless 4-Kanal Sensor das EMG- Signal an der Hautoberfläche, rechts: das eingebaute Accelerometer mit den Achsenorientierungen

In der Studie zeigte die x- Achse in Richtung der Körperachse des Probanden, die z- Achse war senkrecht zu dem Probanden und die y- Achse ergänzte das System zu einem rechtshändigen Koordinatensystem.

In Tabelle 3-3 sind die EMG Sensor-Spezifikationen und in Tabelle 3-4 sind die Accelerometer Spezifikationen aufgeführt.

Tabelle 3-3 EMG- Sensor- Spezifikationen, aus [Delsys 2012]

| EMG Sensor Spezifikationen | |
|----------------------------|----------------|
| Signalbandbreite | 20-450 Hz |
| Abtastfrequenz | 4000 Hz |
| Grundrauschen | < 750 nV (RMS) |
| Reichweite | 40 m |
| Batterielaufzeit | min. 7 Stunden |
| Anzahl der Kontakte | 4 |
| Kontaktdimension | 5 x 1 mm |
| Kontaktmaterial | 99,9% Silber |

Tabelle 3-4 Accelerometer Spezifikationen [Delsys 2012]

| Accelerometer Spezifikationen | |
|-------------------------------|---------------------------------------|
| Anzahl der Achsen | 3 |
| Empfindlichkeit | $\pm 1,5 \text{ g} / \pm 6 \text{ g}$ |
| Grundrauschen | 0,0025 g (RMS) |
| Abtastfrequenz | 296,3 Hz |

Im Folgenden sind weitere Messmethoden aufgeführt, die Teil der Studie, nicht aber Teil der vorliegenden Arbeit waren.

Ein NIRS- Gerät (Nahinfrarotspektroskopie) der Firma Artinis maß durch die Aussendung von Licht mit zwei Wellenlängen (760 nm und 850 nm) den Gehalt und die Oxygenierung des Hämoglobins in den Arteriolen, Kapillaren und Venolen in den Beinmuskeln.

Aufgrund der unterschiedlichen Körperhaltungen kommt es unterschiedlichen Füllung der Blutgefäße, vor allem der Venen. Diese Volumenänderung wurde mithilfe eines Dehnungsmessbandes der Firma D.E.Hokanson, Inc. gemessen.

Ein weiteres Ziel der Studie war es den Blutfluss der Arteria femoralis (die Arterie des Oberschenkels, welche die Beine mit Blut versorgt) zu ermitteln. Ein Ultraschallgerät der Firma esaote ermöglichte mittels Videoaufnahmen die Bestimmung der Fließgeschwindigkeit des Blutes und den Durchmesser der Arterie. Aus diesen Informationen konnte der Blutfluss berechnet werden.

Ein Task Force Monitor (TFM) kontrollierte während der Experimente systolischen, diastolischen und mittleren Blutdruck kontinuierlich mittels einer Fingerdruckmanschette. Diese Methode diente lediglich zur Kreislaufüberwachung und Vermeidung einer Synkope (Ohnmacht). Die Daten wurden nicht weiter ausgewertet.

Das NIRS- Gerät und das Dehnungsmessband haben über die gesamte Versuchsdauer von 23 Minuten pro Experiment gemessen. Eine Minute vor der Vibration bis eine Minute nach der Vibration (insgesamt fünf Minuten) wurden EMG- und Ultraschallmessungen parallel aufgenommen. Acht Minuten nach der Vibration folgten zusätzlich Ultraschallmessungen über zwei Minuten.

3.2 Versuchsdurchführung

Vor Versuchsbeginn fand eine mündliche Aufklärung statt. Danach wurden die zu untersuchenden Stellen der Wadenmuskulatur auf den Versuch vorbereitet. Daraufhin fand die Instrumentierung statt. Dazu wurde am Bauch des rechten äußeren Wadenmuskels (GL) das NIRS-Gerät mit Klebebändern (Kinesiotape) befestigt. Das Dehnungsmessband wurde um die Wadenmuskulatur angebracht. Bevor die EMG- Elektroden mit eingebautem Accelerometer angebracht wurden, sind die vorher ertasteten und vorverarbeiteten Stellen mit einem Ultraschallgerät untersucht worden, um die Richtung der Muskelfasern zu ermitteln. Eine weitere Elektrode wurde an den Kipptisch (in der Nähe der Vibrationsplatte) positioniert, um die Beschleunigung des Tisches zu bestimmen. Anschließend wurde mittels Ultraschall die Arteria femoralis ermittelt und die Stelle markiert, damit diese sich während des Versuchs leichter finden lässt.



Abbildung 3-4 Instrumentierung, aus [Doğan, privat]

Nachdem die Instrumentierung abgeschlossen war, wurde das EMG- Signal während eines MVC (Maximum Voluntary Contraction) aufgenommen. Es handelt sich hierbei um die maximale Willkürkontraktion der Wadenmuskulatur. Während der Experimente sollte die Beinmuskulatur vollständig entlastet werden. Sollte es jedoch trotzdem zu Kontraktionen kommen, kann mithilfe der aufgenommenen MVC- Daten eine Aussage über die prozentuale Stärke der EMG- Amplituden und somit über die Signifikanz der Kontraktion gemacht werden. Für den MVC- Test sollten die Probanden jeweils fünf Sekunden drei Dosalflexionen und drei Plantarflexionen hintereinander ausüben.

3.3 Datenanalyse der EMG- und Accelerometer- Daten

Für eine Interpretation der aufgenommenen Daten müssen die Rohdaten mithilfe weiterer Auswertungsprogramme bearbeitet werden. Die Vorverarbeitung sowie die Filterung erfolgten über das Programm MATLAB R2013b.

Nachfolgend werden die Analyseschritte an Beispieldaten erläutert. Die Daten wurden unter orthogonaler Vibration in horizontaler Lage (KW: 0°) aufgenommen.

3.3.1 Erste Betrachtung der Rohdaten

Um einen ersten Überblick über die gemessenen Daten zu erhalten, werden zunächst die Rohdaten der Accelerometer- und EMG- Daten betrachtet. Die Struktur der Datensätze entspricht dem Experimentablauf aus Tabelle 3-1: die Messung beginnt mit einem Vorlauf (eine Minute), gefolgt von der Vibrationsphase (drei Minuten). Nach der Vibrationsphase beginnt die Erholungsphase (eine Minute).

3.3.1.1 Die Rohdaten der Accelerometer- Messungen

In den folgenden Abbildungen sind die Rohdaten der Accelerometer- Daten dargestellt.

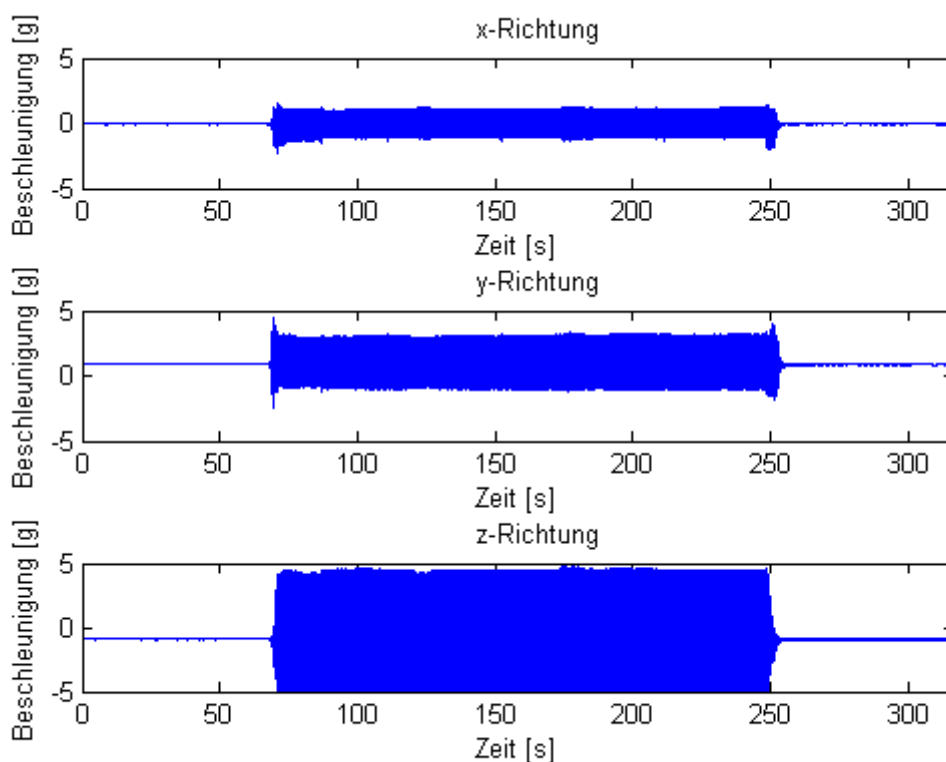


Abbildung 3-5 Rohdatensatz des Accelerometers am TA

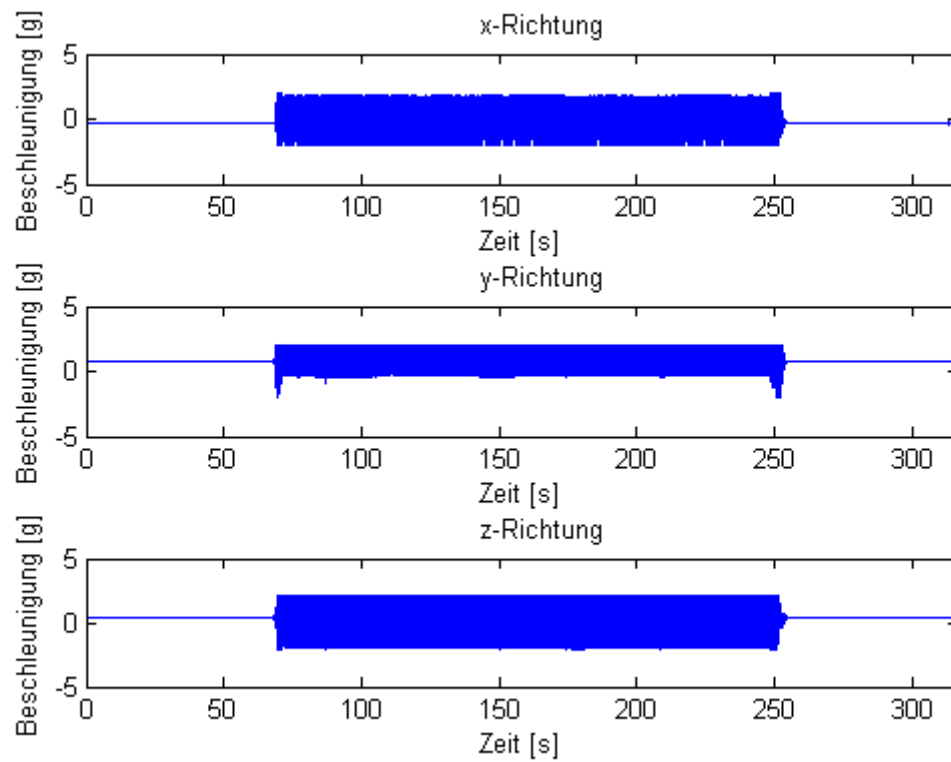


Abbildung 3-6 Rohdatensatz des Accelerometers am GL

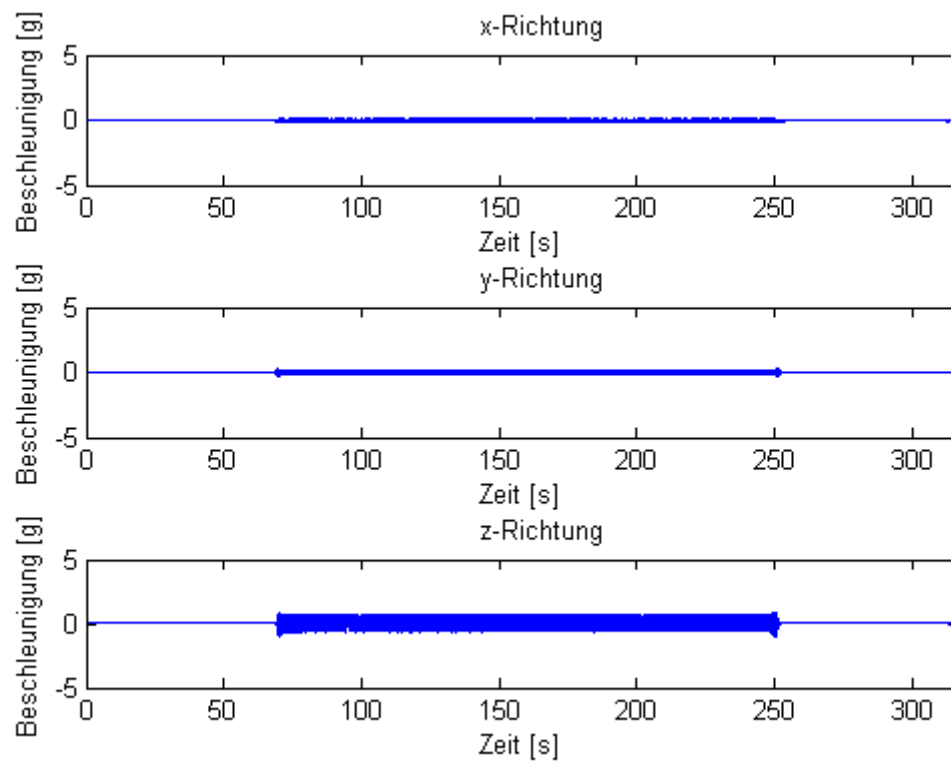


Abbildung 3-7 Rohdatensatz des Accelerometers am KT

3.3.1.2 Die Rohdaten der EMG- Messungen

Die Rohdatensätze des GL und des TA zeigen zwar einige Amplituden, die sich vom Rest deutlich abheben, scheinen jedoch insgesamt von einer Umhüllenden überlagert zu sein (Abbildung 3-8). Wird der Rohdatensatz näher betrachtet (mittels heranzoomen), so kommen während der Vibrationsphase periodische Anteile in der Grundfrequenz der Vibration zum Vorschein (Abbildung 3-9).

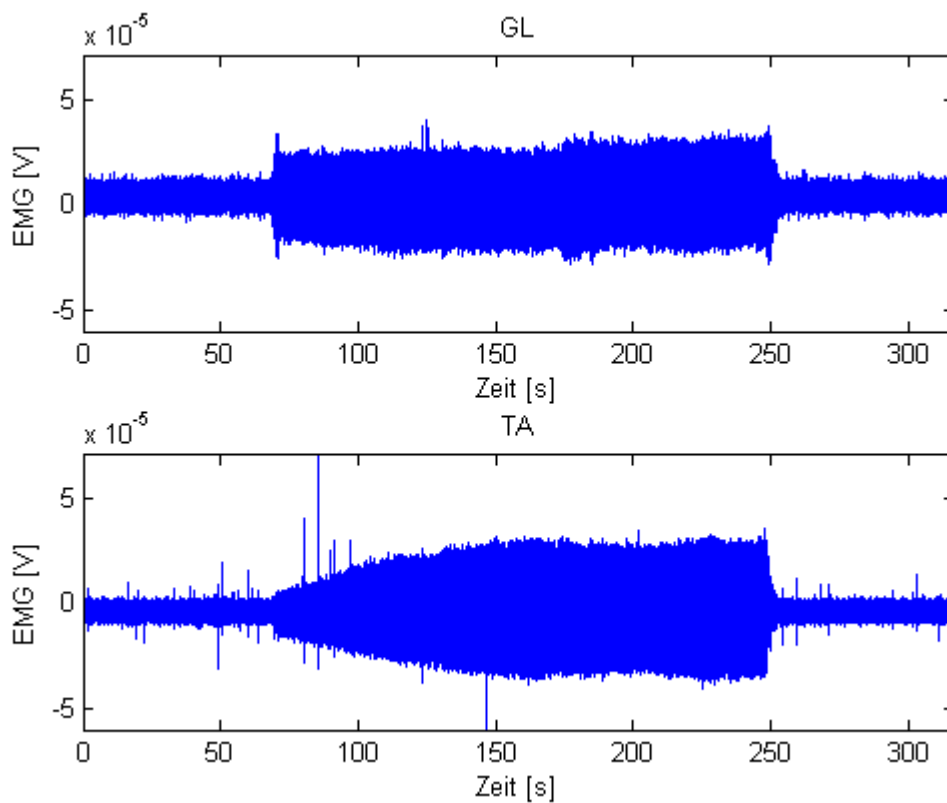


Abbildung 3-8 Rohdatensätze der EMG- Daten des GL und TA

Auf dem ersten Blick sind einige Spitzenwerte zu erkennen, die Hinweise auf mögliche Muskelaktivität geben. Insgesamt scheinen die Signale von einem anderen Signal umhüllt zu sein.

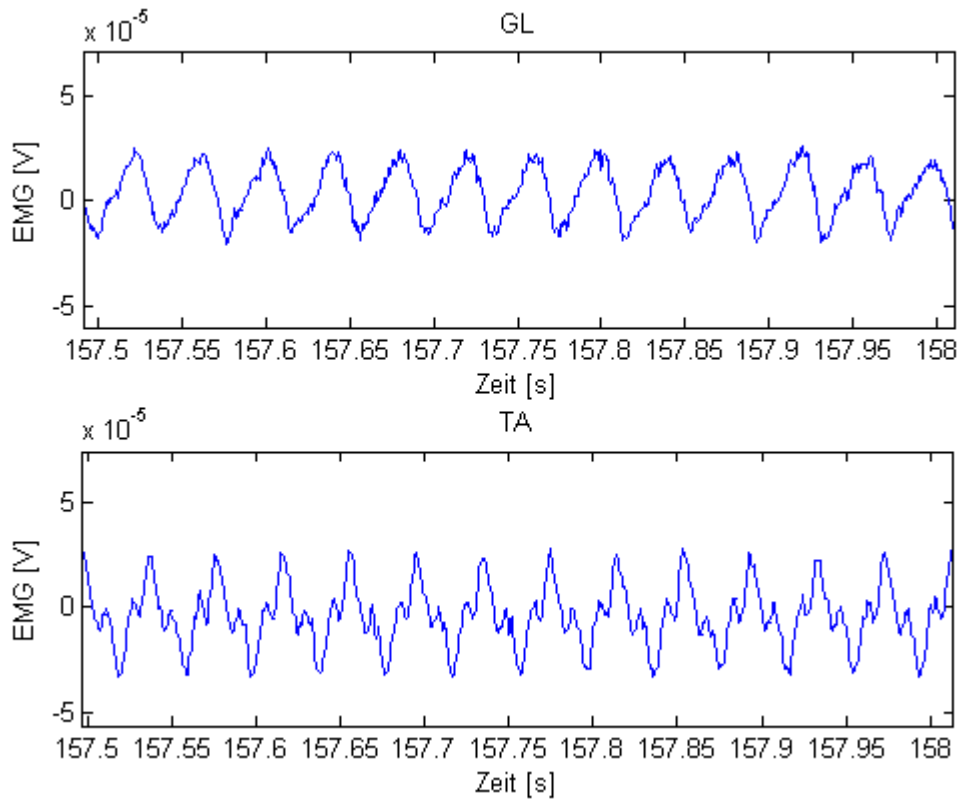


Abbildung 3-9 Rohdatensätze der EMG- Daten des GL und TA während der Vibrationsphase (Zoom)

Um den Ursprung dieser periodischen Anteile zu ermitteln, werden diese mit dem zu Versuchsbeginn aufgenommenen MVC- Datensatz, die reine Muskelaktivität darstellen, von diesem Probanden verglichen (Abbildung 3-10). Das MVC enthält keinerlei periodischen Anteile. Daraus schließt sich, dass die vorhandenen periodischen Anteile Vibrations- Artefakte darstellen, welche herausgefiltert werden müssen bevor eine Aussage über eine mögliche Muskelaktivität erfolgen kann.

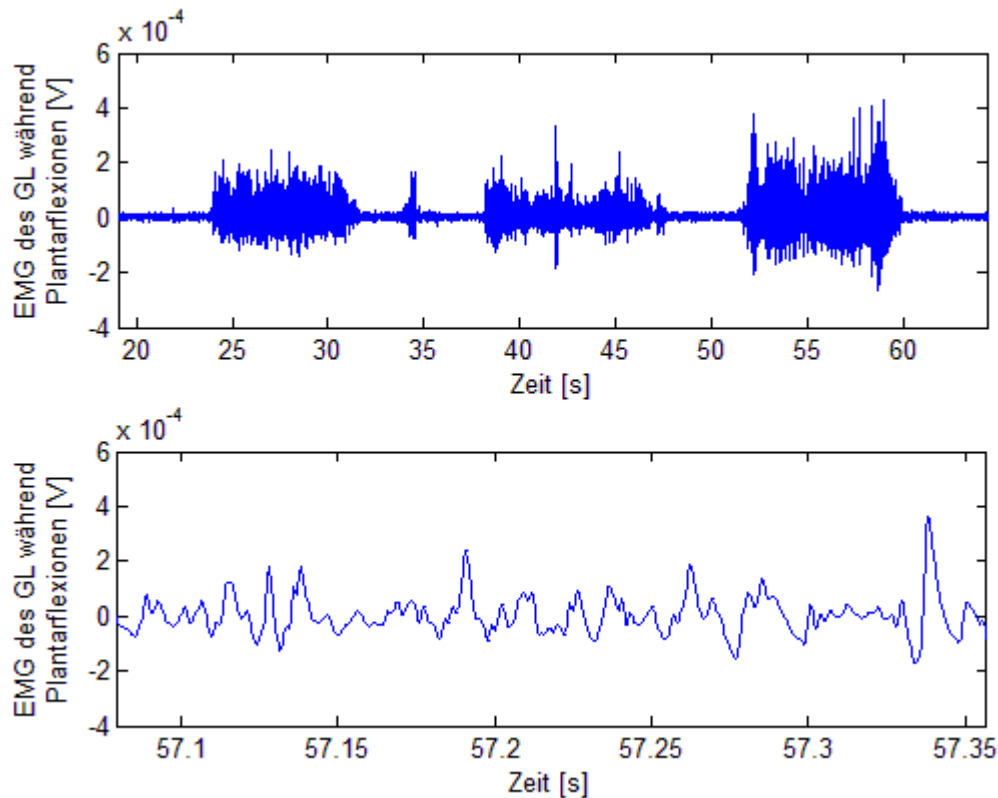


Abbildung 3-10 MVC- Datensatz des GL während Plantarflexionen
oben: Das MVC vom GL während Plantarflexionen, unten: gezoomter Ausschnitt des oberen Signals

3.3.2 Die automatisierte Erkennung einer Vibrationsphase mit konstanter Schwingung der Vibrationsplatte

Für die Datenanalyse soll eine stabile Vibrationsphase aus den Rohdatensätzen bestimmt werden. Die EMG- Auswertung benötigt zusätzlich die Signalamplitude der Ruhephase, welche das Signalrauschen und die Ruheaktivität der Muskeln darstellt. Damit dies automatisiert erfolgen kann, muss ein Muster gefunden werden, das *alle* Datensätze verbindet.

Die Experimente sind in drei Phasen (Ruhe-, Vibrations- und Erholungsphase) unterteilt, die sich in den gemessenen Datensätzen widerspiegeln (Abbildung 3-6 bis Abbildung 3-9). Während die Phasen separat betrachtet keine beachtlichen Änderungen aufweisen, stellen die Phasenübergänge erhebliche Amplitudenänderungen dar. Um diese Änderung zu veranschaulichen, werden die Accelerometer- Signale am GL in x- Richtung nach der Bildung des normierten Betrages ($|GLx|$) kumuliert.

Kumulative Summe des GL in x-Richtung (GLx_{int}):

$$GLx_{int} = \sum_{k=2}^L GLx_{int}(k-1) + |GLx|(k) \quad (3-1)$$

Dabei ist L die Vektorlänge von $|GLx|$. Bei der Kumulation wurde

$$GLx_{int}(1) = |GLx|(1) \quad (3-2)$$

angenommen. Das Ergebnis ist in Abbildung 3-11 exemplarisch am GL in x- Richtung dargestellt.

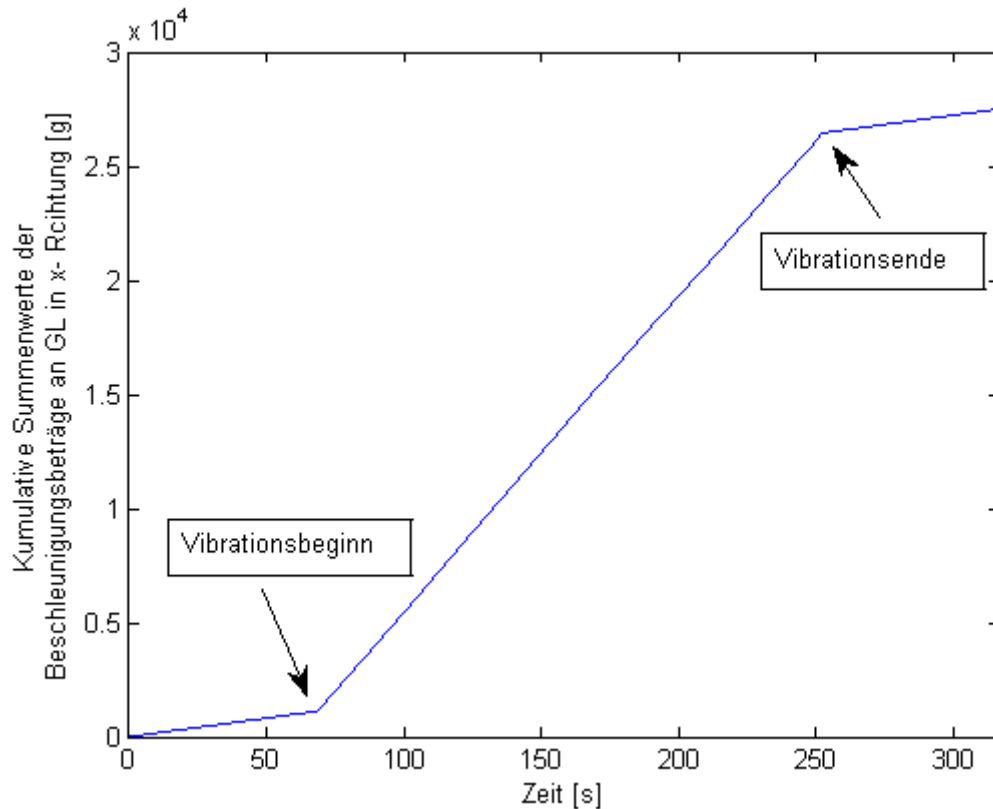


Abbildung 3-11 Kumulative Summe der Beschleunigungsbeträge an GL in x-Richtung

Nach der Addition werden zwei „Knicke“ sichtbar, die die Phasenübergänge (Ein- und Ausschalten der Vibrationsplatte) darstellen.

Die Kumulation ergibt eine Funktion mit zwei „Knicken“, die die Phasenübergänge repräsentieren. Es müssen Überlegungen für die Bestimmung der Indices (dieser „Knicke“) aufgestellt werden: es sind die Änderungen an den Phasenübergängen gesucht. Ein Maß für die Änderung (der Steigung) ist die zweite Ableitung. Das Ergebnis der kumulativen Summe wird zweimal numerisch differenziert.

$$D = \sum_{k=n+1}^{L-n} \frac{GLx_{int}(k-n) + GLx_{int}(k+n) - 2 * GLx_{int}(k)}{2 * n} \quad (3-3)$$

Da die Änderung an den „Knicken“ am größten ist, liefert die numerische Differenzierung eine Funktion mit zwei Maxima, mit deren Hilfe die Indices der Phasenübergänge ermittelt werden können.

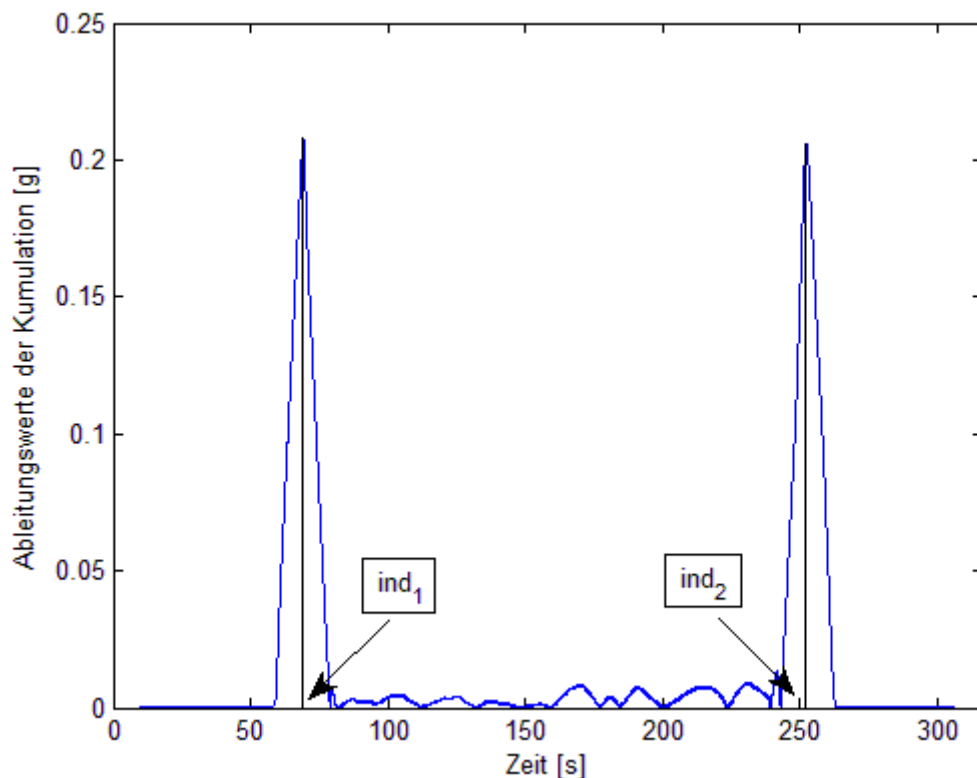


Abbildung 3-12 Zweite numerische Ableitung der kumulativen Summe

Die „Knicke“ stellen in den Datensätzen die größte Änderung dar, deshalb ergibt die zweite numerische Differentiation an den Knicken zwei Maxima. Die Indices dieser Maxima entsprechen den Indices der Phasenübergänge, ind_1 : Einschwingen der Vibrationsplatte, ind_2 : Ausschwingen der Vibrationsplatte.

Würden die Datensätze nach den Phasenübergängen ausgeschnitten werden, so würde jedes Experiment eine leicht unterschiedliche Dauer der Vibration aufweisen, da die maximale Änderung beim Ein- und Ausschwingen variiert. Außerdem sind die ermittelten Phasenübergänge keine Garantie für die Auswahl einer stabilen Vibrationsphase.

Damit alle Datensätze die gleiche Dauer haben und aus der stabilen Vibrationsphase stammen, müssen weitere Überlegungen aufgestellt werden. Vom Mittelpunkt der Vibrationsphase ausgehend soll die Auswahl von ± 80 Sekunden eine stabile Vibration von 160 Sekunden zur Verfügung stellen. Für die Bestimmung des Mittelpunktes wird eine Rechteckfunktion der Breite $ind_2 - ind_1$ erstellt und eine diskrete Faltung mit $|GLx|$ durchgeführt. Die diskrete Faltung ergibt eine Dreiecksfunktion, deren Maximum dem Mittelpunkt der Vibrationsphase entspricht. Dieses Vorgehen ermöglicht eine individuelle Vorbereitung der Datensätze auf weitere Bearbeitungen.

Die EMG- Datensätze werden nach der x- Achse des jeweiligen Accelerometers zurechtgeschnitten, da diese parallel zur Körperachse des Probanden gerichtet war. Zusätzlich muss im EMG das Ende der Ruhephase bestimmt werden. Dazu wird von der ermittelten Grenze für den Beginn der stabilen Vibrationsphase nochmals 15 Sekunden abgezogen.

Im Folgenden werden zur Veranschaulichung die Rohdatensätze mit den ermittelten Grenzen am GL in x-Richtung (Abbildung 3-13) und am EMG- Datensatz des GL (Abbildung 3-14) dargestellt.

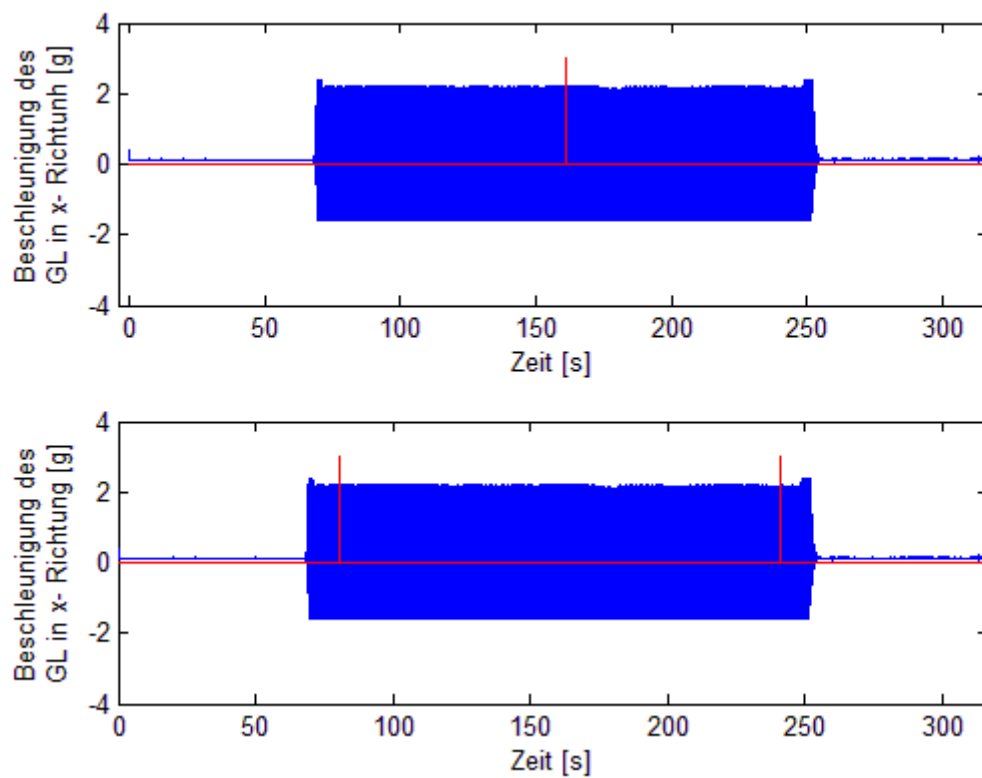


Abbildung 3-13 Auswahl einer stabilen Vibrationsphase mittels der x- Richtung des GL
oben: Mittelpunkt der Vibrationsphase, unten: ± 80 Sekunden

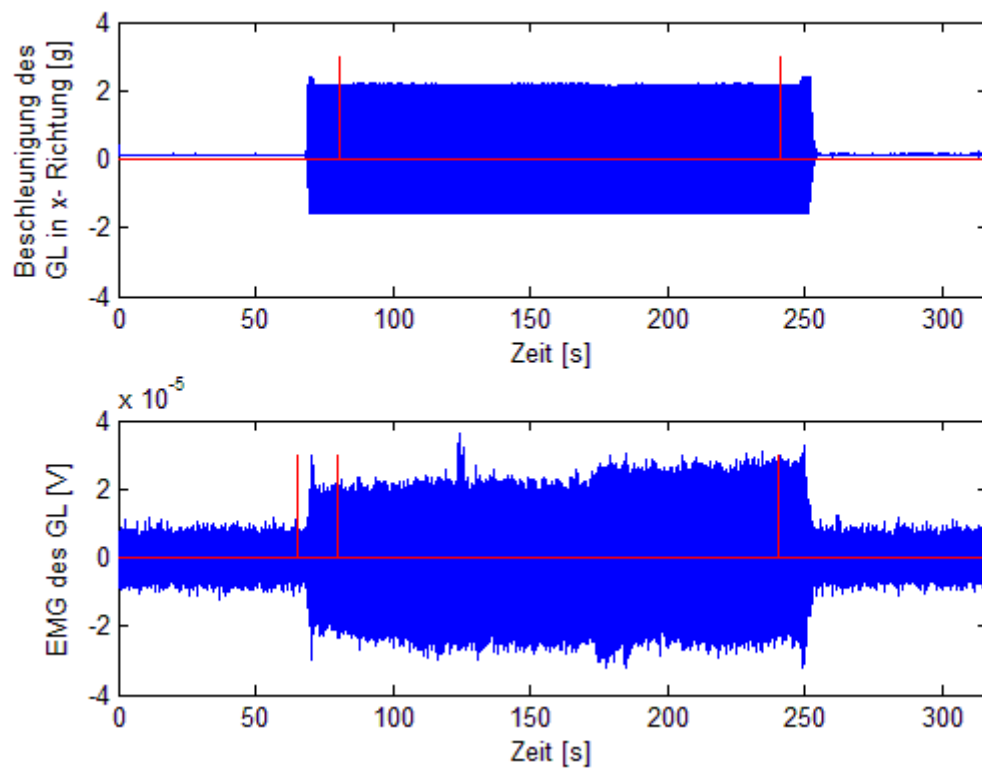


Abbildung 3-14 Auswahl einer stabilen Vibrationsphase und das Ende der Ruhephase im EMG- Datensatz des GL
oben: GL in x- Richtung mit ermittelten Grenzen für stabile Vibrationsphase, unten: entsprechende Grenzen im EMG

Die Vorverarbeitung der Accelerometer- Daten ist hier abgeschlossen. Nach der Bestimmung der stabilen Vibrationsphase wird eine gefensterte RMS- Berechnung in 3.3.3 c) folgen. Die EMG-Datensätze bedürfen weiterer Bearbeitungen.

3.3.3 Die Filterung der EMG- Signale

a) Bandpassfilterung

Eine FFT der zuvor bestimmten Vibrationsphase des wird GL durchgeführt, um einen ersten Eindruck über das Frequenzspektrum des Signals zu erhalten. Anfangs sind lediglich einige Spitzenwerte zu erkennen, die mit zunehmender Frequenz an Amplitude abnehmen (Abbildung 3-15). Wird in das Spektrum hineingezoomt, so zeigt sich, dass im Frequenzspektrum Frequenzen bis zu 2000 Hz existieren (Abbildung 3-16).

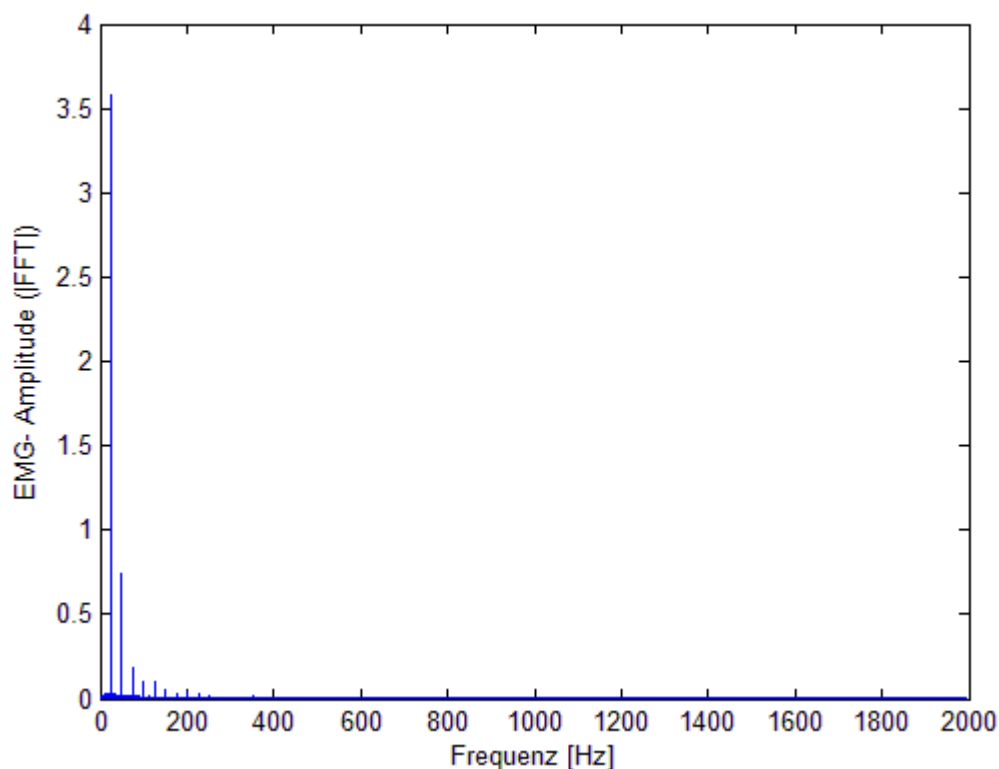


Abbildung 3-15 Frequenzspektrum der ausgewählten Vibrationsphase des GL (Rohsignal)

Es sind zunächst einige Spitzenwerte zu erkennen, deren Amplituden mit zunehmender Frequenz abnehmen.

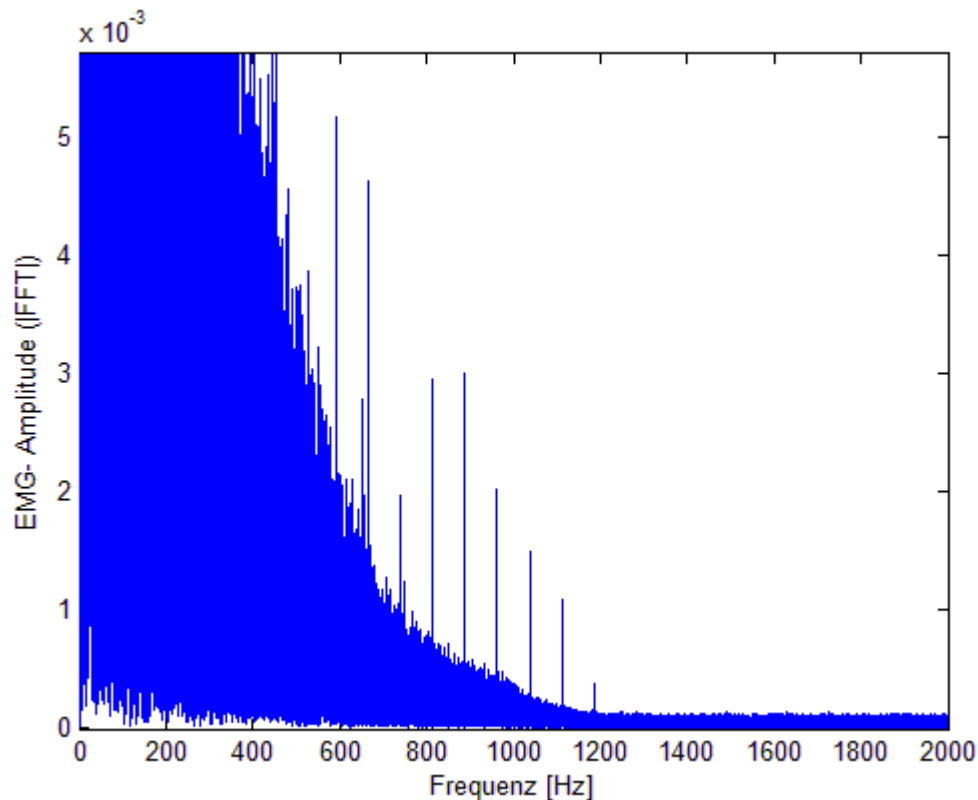


Abbildung 3-16 Frequenzspektrum der ausgewählten Vibrationsphase vom GL, zoom

Es sind Frequenzen >500 Hz vorhanden, die physiologisch nicht möglich sind und herausgefiltert werden müssen

Nach Ablauf eines Aktionspotentials ist eine weitere Erregung der Membran unmittelbar danach nicht möglich, da das Ruhepotential erst wiederhergestellt werden muss. Die hierfür benötigte Refraktärzeit liegt bei ca. 2 ms, d.h. in einem EMG- Signal sind Frequenzen größer 500 Hz physiologisch nicht möglich und liefern somit keinerlei Informationen über die Muskelaktivität. Deshalb sollen diese unerwünschten Frequenzen gefiltert werden.

Ein Bandpass lässt nur ein ausgewähltes Frequenzband durch, welches nach unten und nach oben durch Grenzfrequenzen begrenzt ist. Das Verhalten des Bandpasses an der unteren Grenzfrequenz gleicht dem Amplitudengang eines Hochpass. An der oberen Grenzfrequenz ist ein Tiefpassverhalten zu beobachten. Aus diesem Grund wird für die Verwirklichung des Bandpasses ein Hochpassfilter mit der Grenzfrequenz $f_u = 20$ Hz und ein Tiefpassfilter mit der Grenzfrequenz $f_o = 450$ Hz vom Typ Butterworth in Reihe geschaltet. Die Ordnung dieser Filter betrug $n = 6$.

b) Notchfilterung

In Abbildung 3-9 wurde gezeigt, dass das gemessene Signal von periodischen Signalen überlagert ist. Ferner wurde mithilfe Abbildung 3-10 darauf hingewiesen, dass ein stochastisches EMG- Signal keinerlei periodische Anteile enthält und die periodischen Anteile somit aus der Vibrationsbewegung selbst hervorgerufen wurden. Hinzukommend sind im Frequenzspektrum Spitzenwerte zu erkennen, die sich vom Rest deutlich abheben. Mit steigender Frequenz wird die Amplitude dieser Spitzenwerte kleiner. Bei näherer Betrachtung stellt sich heraus, dass diese Spitzenwerte bei der Vibrationsfrequenz und deren Vielfachen auftauchen.

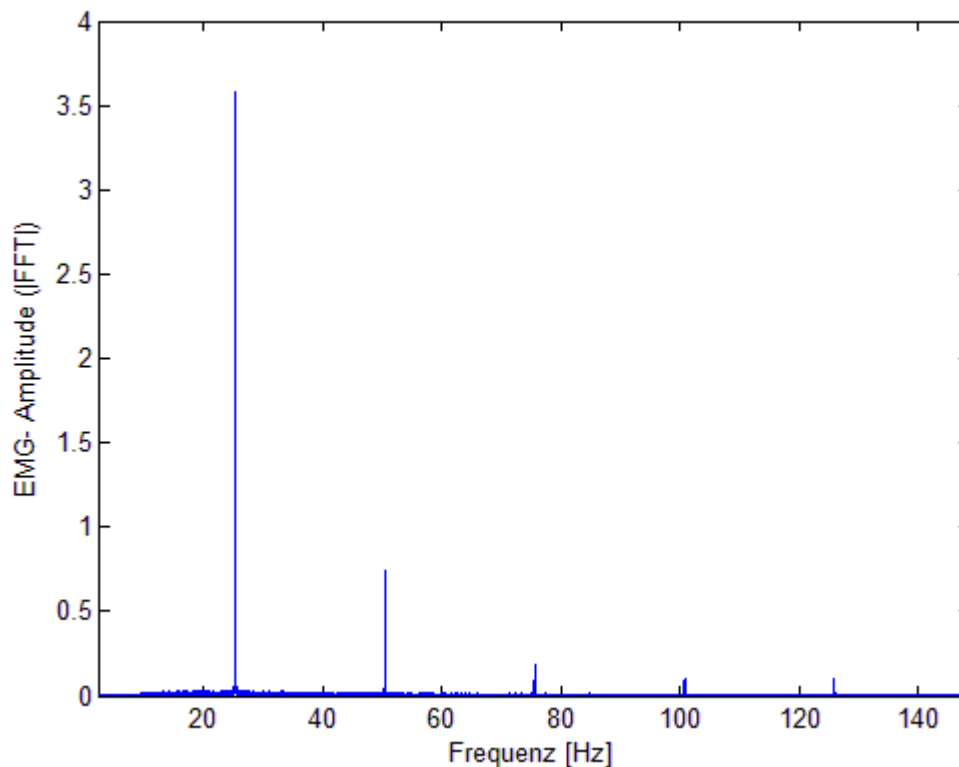


Abbildung 3-17 Darstellung der Harmonischen im EMG-Signal des GL während der Vibrationsphase

Es sind charakteristische Spitzenwerte im Frequenzspektrum zu beobachten: bei 25 Hz (Vibrationsfrequenz der Platte), ein weiterer Peak befindet sich bei 50 Hz, bei 75 Hz, bei 100 Hz und bei 125 Hz mit abnehmender Amplitude.

Diese Spitzenwerte sind charakteristisch für die Harmonischen der Vibrationsfrequenz und müssen ebenfalls gefiltert werden. Um diese Peaks zu eliminieren werden Notchfilter eingesetzt. Das Notch-Filter ist ein Spezialfall der Bandsperrung. Mit Hilfe eines Notch-Filters können Frequenzen in einem sehr schmalbandigen Bereich ausgefiltert werden.

Fünf Notchfilter werden entworfen und nacheinander auf das Signal angewendet. Die genauen Filterspezifikationen der verwendeten Filter sind in Tabelle 3-5 aufgeführt.

Tabelle 3-5 Filterspezifikationen der Notchfilter

Der Gütefaktor ist das Verhältnis von Mittenfrequenz zur Bandbreite. Bei wachsender Mittenfrequenz und gleichbleibender Bandbreite erhöht sich der Gütefaktor proportional zur Mittenfrequenz.

| Filterspezifikationen | | | |
|-----------------------|---------------|------------|-----------------|
| Mittenfrequenz [Hz] | Filterordnung | Gütefaktor | Bandbreite [Hz] |
| 25 | 4 | 8,333 | $\pm 1,5$ |
| 50 | 4 | 16,667 | $\pm 1,5$ |
| 75 | 4 | 25 | $\pm 1,5$ |
| 100 | 4 | 33,333 | $\pm 1,5$ |
| 125 | 4 | 41,667 | $\pm 1,5$ |

c) Root- Mean- Square (RMS)

Der letzte Schritt der Amplitudenberechnung war die Bildung des RMS. Hierbei handelt es sich um die mathematisch quadrierte Wurzel:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{k=1}^n x_k^2}$$

(3-4)

Die zurechtgeschnittenen und gefilterten Daten werden in 30-Sekunden Intervalle eingeteilt und das RMS wird für diese Intervalle berechnet. n ist dabei die Länge des jeweiligen Intervalls. Bei den MVC- Daten sollen RMS- Werte pro Plantarflexion (GL) bzw. pro Dorsalflexion (TA) berechnet und der größte Wert verwendet werden.

4 Ergebnisse der Datenanalyse

Zur Erinnerung ist im Folgenden nochmals das Frequenzspektrum des GL während der Vibrationsphase (Rohsignal) dargestellt.

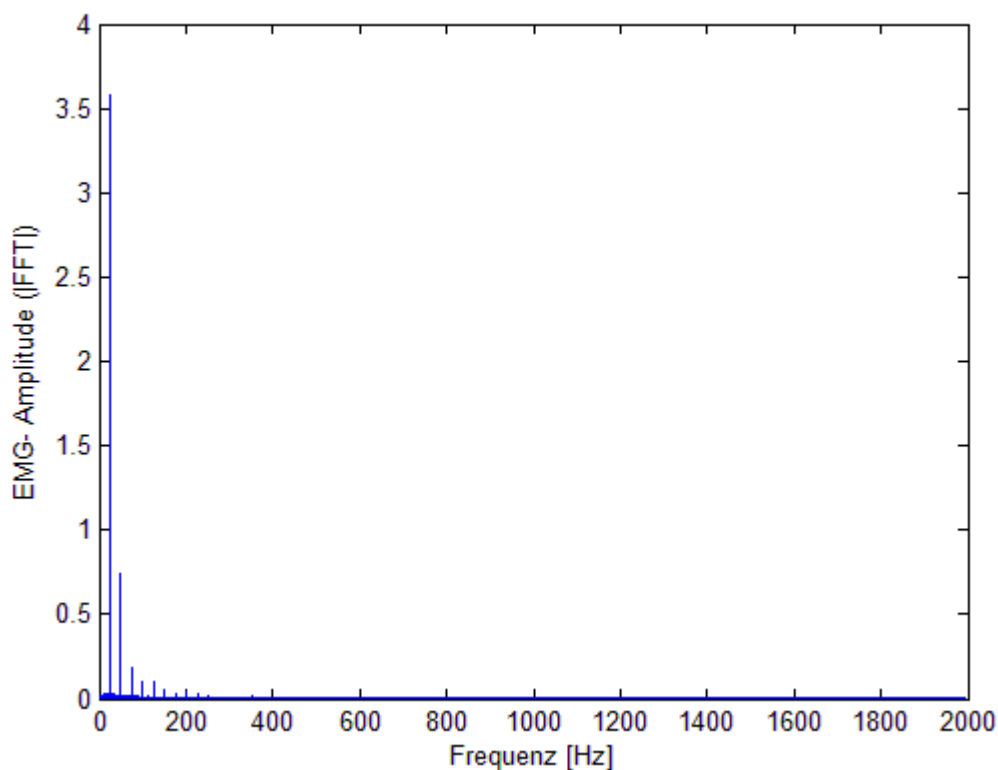


Abbildung 4-1 Das ungefilterte Frequenzspektrum des GL während der Vibrationsphase

Nachfolgend werden die Ergebnisse der Datenanalyse am GL an Beispieldaten gezeigt.

a) *Bandpassfilterung*

Die folgenden Abbildungen zeigen die Amplitudengänge des verwendeten Hoch- und Tiefpasses für die Verwirklichung des benötigten Bandpasses.

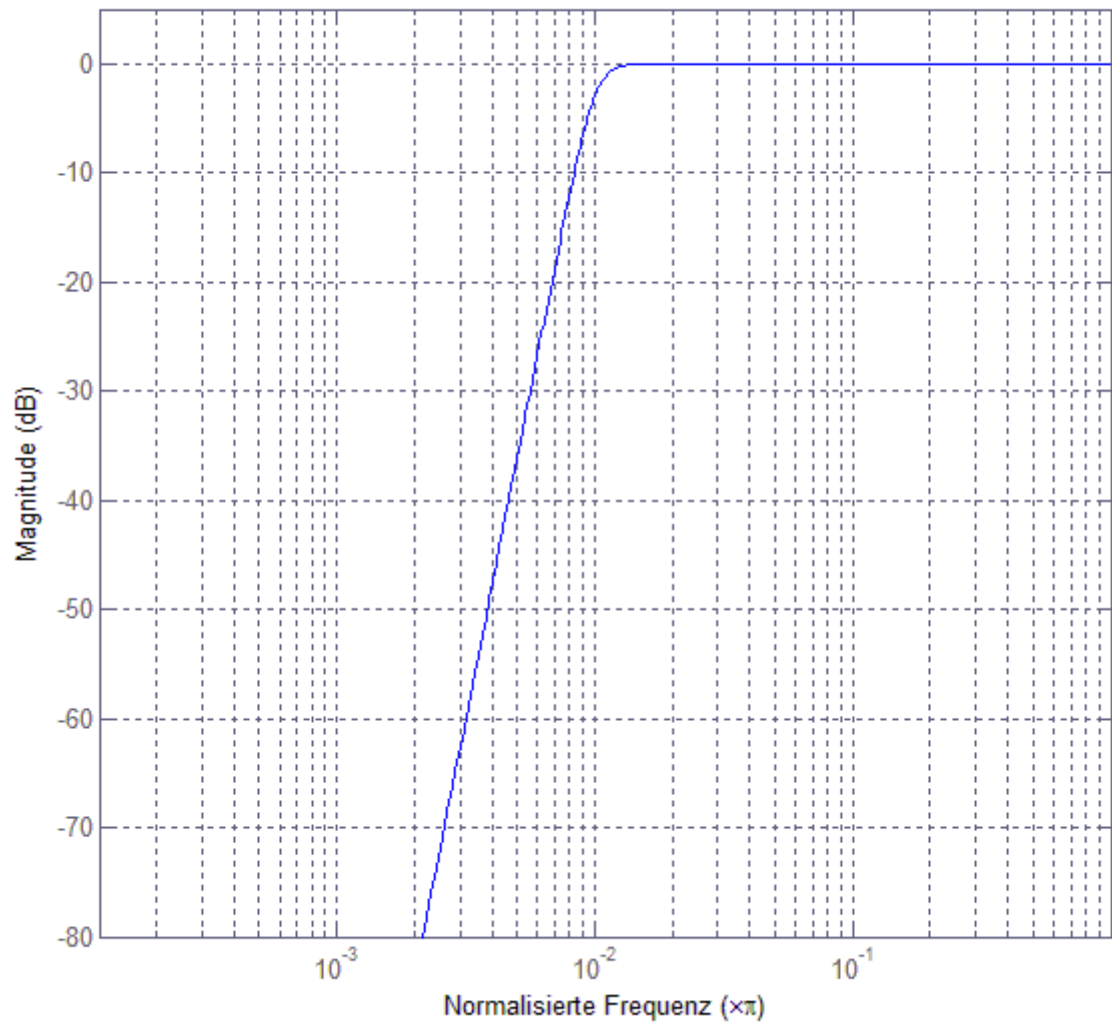


Abbildung 4-2 Amplitudengang des verwendeten Hochpasses für die Realisierung eines Bandpasses mit der Grenzfrequenz 20 Hz und Ordnung 6

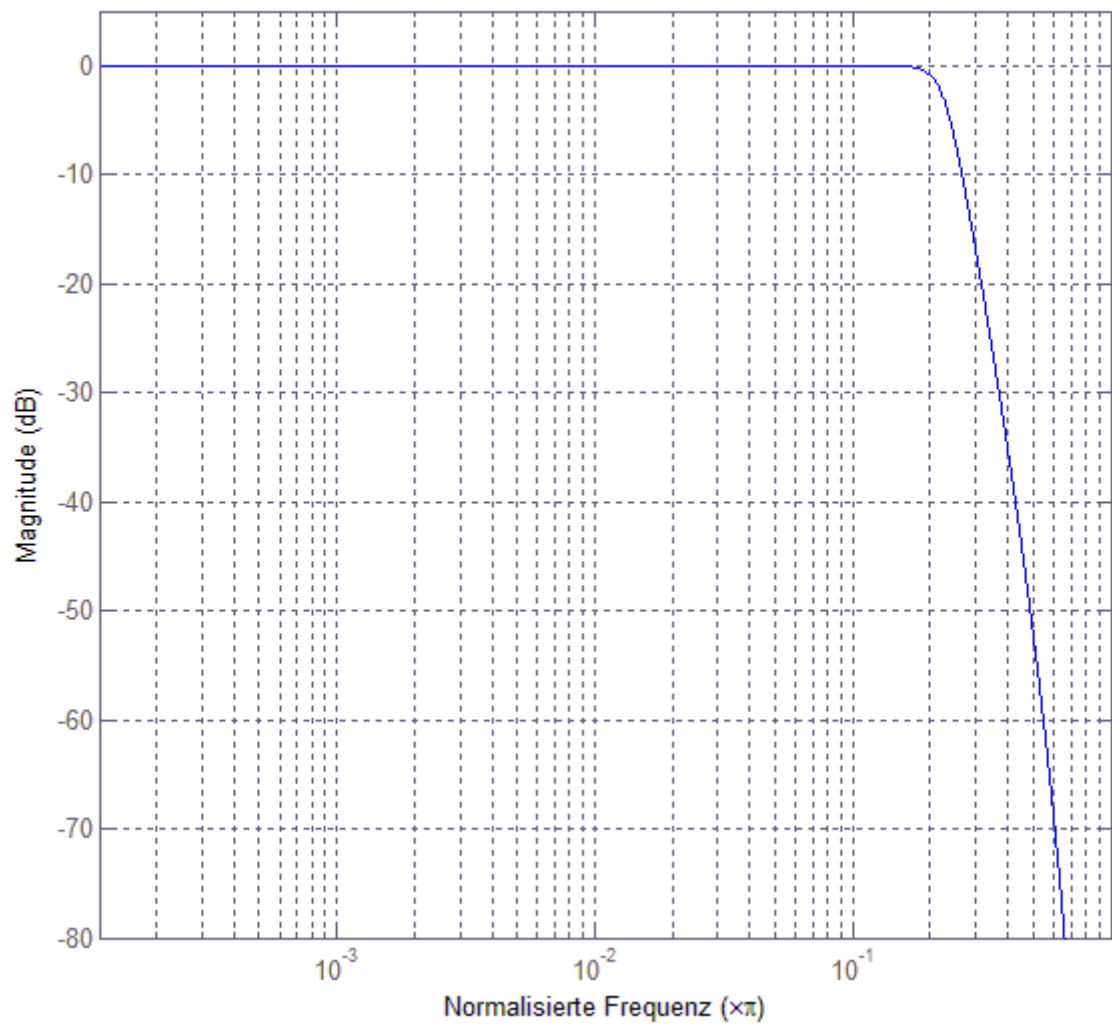


Abbildung 4-3 Amplitudengang des verwendeten Tiefpasses für die Realisierung eines Bandpasses mit der Grenzfrequenz 450 Hz und Ordnung 6

Mithilfe des Bandpasses konnten die unerwünschten Frequenzen >500 Hz aus dem Signal eliminiert werden. In Abbildung 4-4 ist das Frequenzspektrum des GL nach der Bandpassfilterung dargestellt.

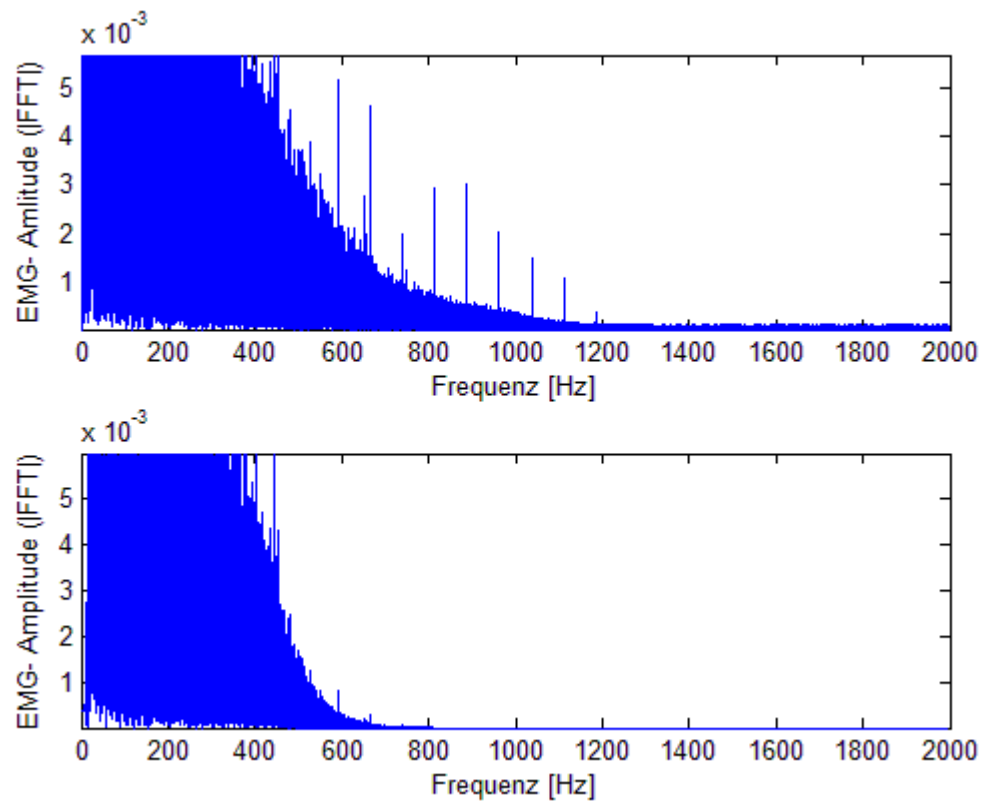


Abbildung 4-4 Frequenzspektrum des GL nach der Bandpassfilterung

b) Notchfilterung

Die Störfrequenz (Vibrationsfrequenz) und deren vier Harmonische sollen mithilfe von Bandsperren gefiltert werden. Der Amplitudengang des verwendeten Notchfilters für die Filterung der Störfrequenz (25 Hz) ist in Abbildung 4-5 dargestellt.

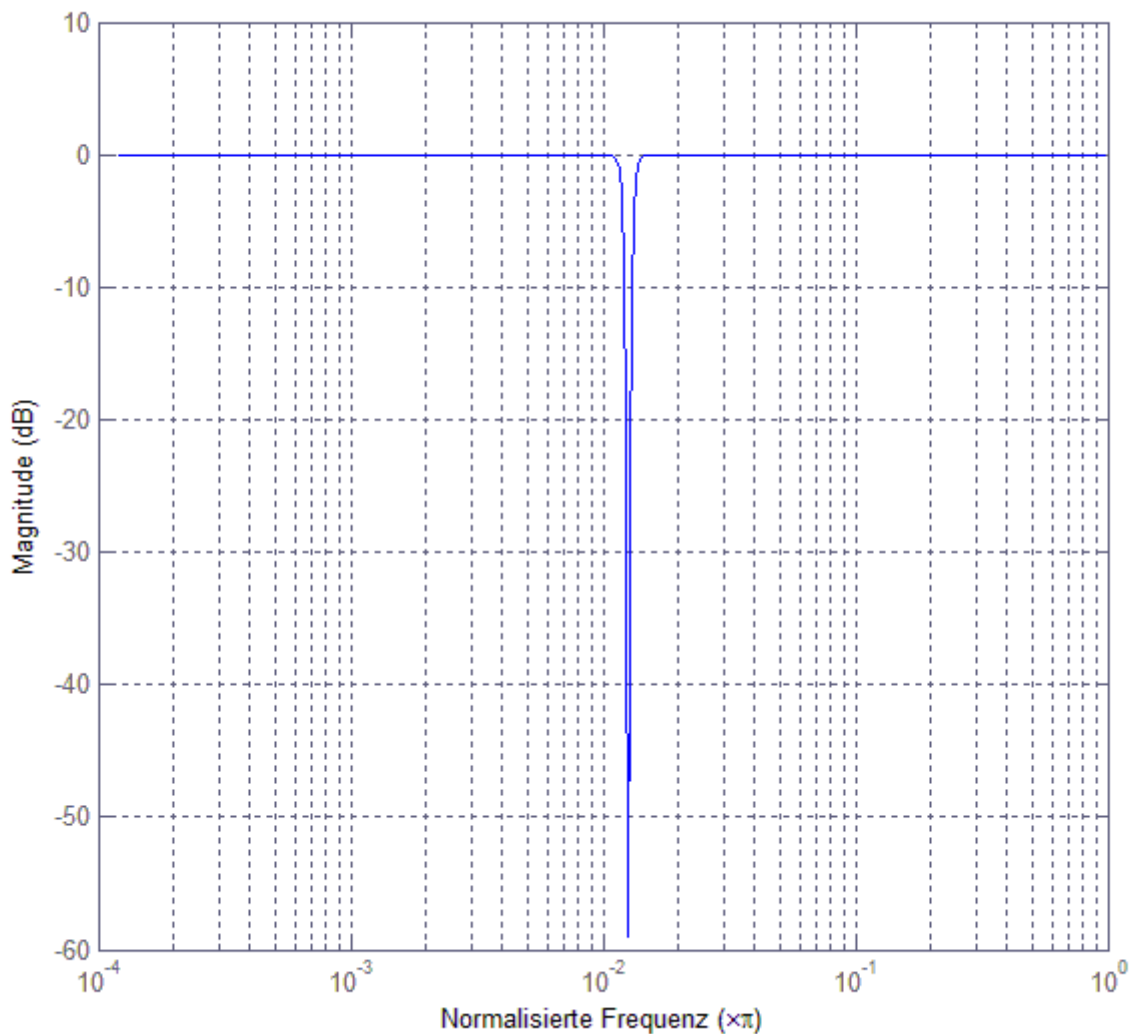


Abbildung 4-5 Amplitudengang des Notchfilters mit der Mittenfrequenz 25 Hz und Ordnung 4

Abbildung 4-6 zeigt das Frequenzspektrum der Vibrationsphase nach Bandpass- und Notchfilterung. Die Vibrationsfrequenz und deren Harmonische wurden erfolgreich gefiltert. Auffällig ist jedoch, dass trotz Filterung einige Peaks vorhanden sind, die sich in der Amplitude von den restlichen Werten deutlich unterscheiden. Diese können keine Verbindung mit der Vibrationsfrequenz haben, da sie zufällig und nicht als Vielfache der Vibrationsfrequenz (25 Hz) auftauchen. Außerdem sind die Amplituden dieser Peaks sehr ungeordnet und willkürlich und nicht charakteristisch für Harmonische. Dies sind Hinweise, dass diese Peaks trotz ihrer Abweichung in Amplitude von den restlichen Frequenzen Muskelaktivität darstellen.

In Abbildung 4-7 ist das zugehörige Zeitsignal des GL während der Vibration dargestellt. Auf dem ersten Blick ist im Rohsignal keine Muskelaktivität zu erkennen, da diese von der Vibrationsfrequenz überlagert ist. Nach der Filterung jedoch ist diese Störung sichtbar gedämpft und es sind für ein EMG-Signal charakteristische Peaks zu erkennen.

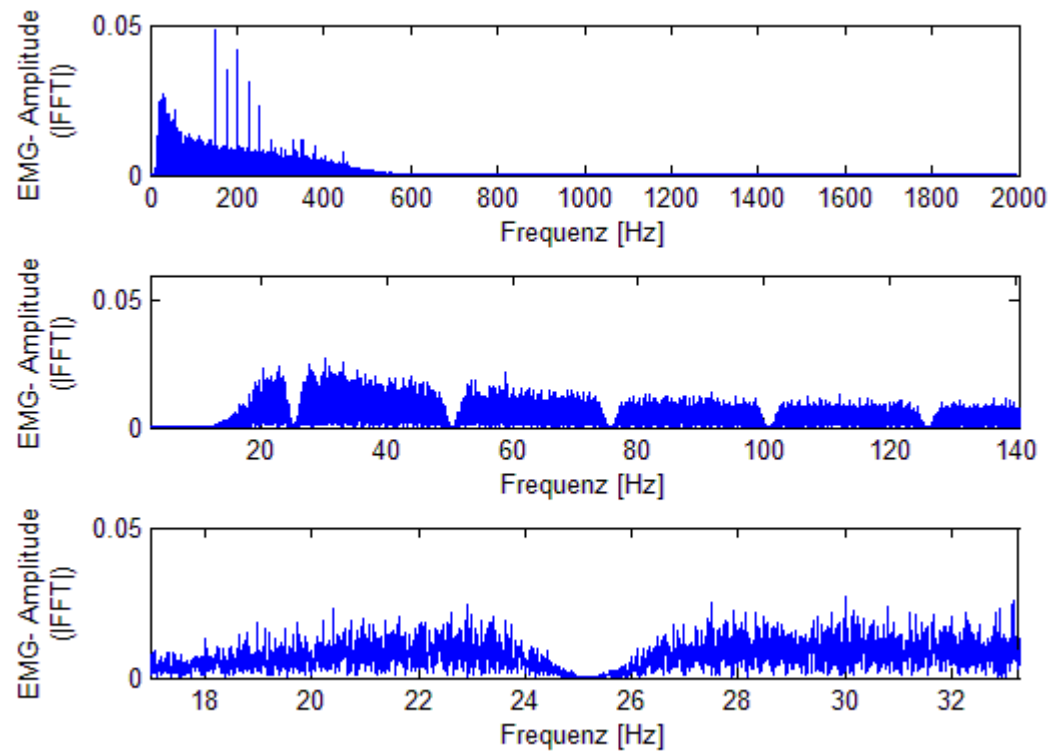


Abbildung 4-6 Spektrum der Vibrationsphase nach Bandpass- und Notchfilterung

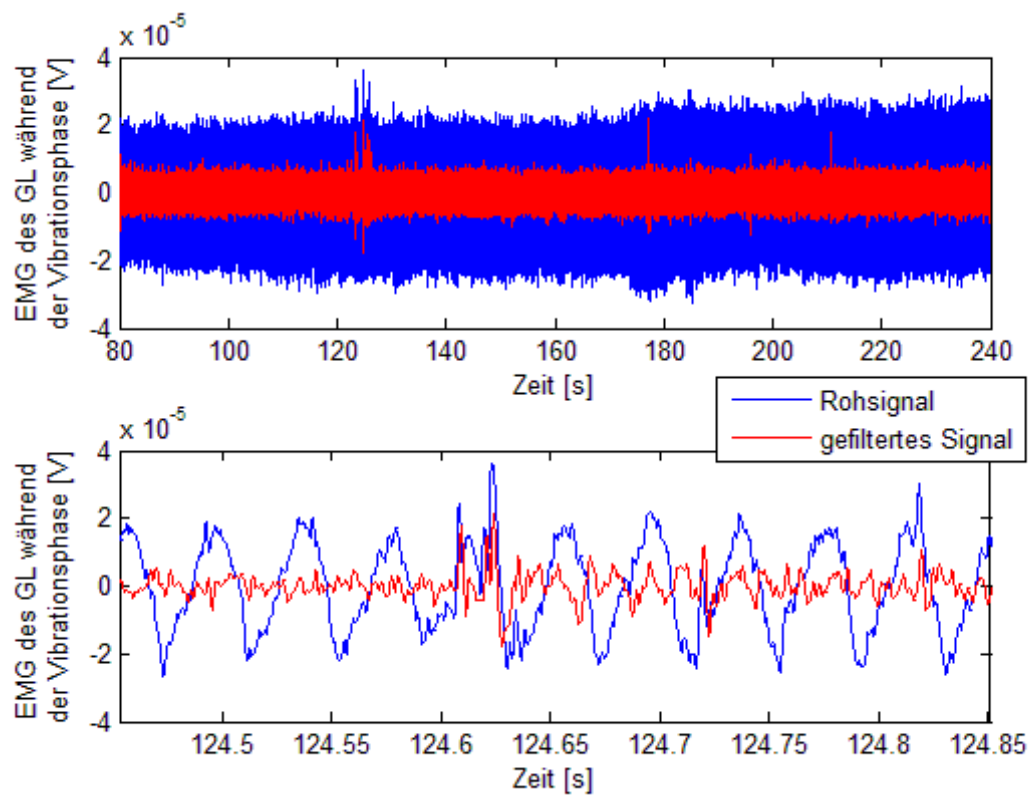


Abbildung 4-7 Zeitsignal der Vibrationsphase vor und nach der Filterung

Oben: das gefilterte Signal des GL während der Vibrationsphase im Zeitbereich, unten: gezoomter Ausschnitt des oberen Signals

Im Folgenden werden die Zeitsignale der Ruhephase und des MVC dargestellt. Um mögliche Filtereffekte auszuschließen, wurden diese mit den gleichen Filtern bearbeitet wie die Vibrationsphase.

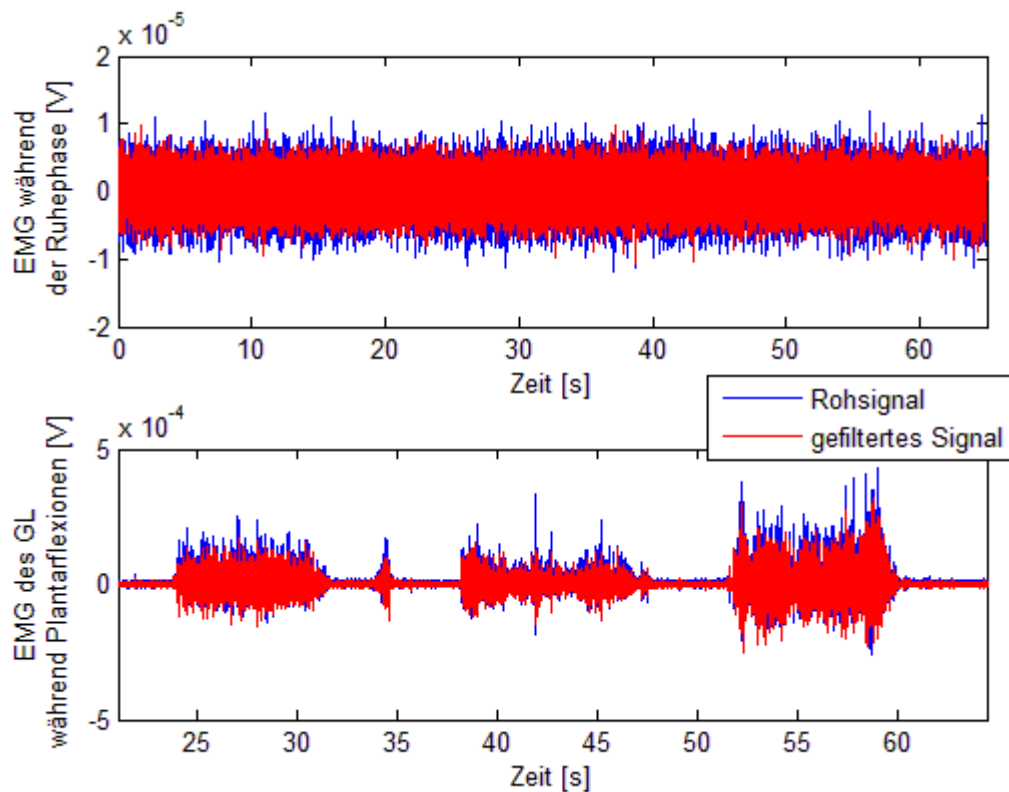


Abbildung 4-8 Zeitsignal der Ruhephase und des MVC vor und nach der Filterung

c) Root- Mean- Square (RMS)

Insgesamt wurden 15 Probanden untersucht. Die Probanden haben jeweils vier Experimente vollzogen, pro Experiment entstanden nach der RMS- Bildung mit einem Zeitfenster von 30 Sekunden sieben Datenpunkte, zwei aus der Ruhephase und fünf aus der Vibrationsphase. Das MVC hatte nur einen Datenpunkt. Es wurden drei Accelerometer mit jeweils drei Achsen eingesetzt, pro Achse entstanden fünf Datenpunkte.

5 Statistische Auswertung der Ergebnisse

Nach der RMS- Bildung entstand für die Statistik der EMG- Daten eine Matrix der Größe 435x2 und für die Statistik der Accelerometer- Daten entstand eine Matrix der Größe 300x9. Für die statistische Auswertung wurde das Programm SPSS verwendet.

5.1 EMG

Um einen ersten Eindruck über die vorhandenen Daten zu erhalten, wurde zunächst eine Mittelung über alle Probanden durchgeführt. Insgesamt beträgt die Muskelaktivität der Probanden im GL während der Vibrationsphase ca. 5 % des MVC.

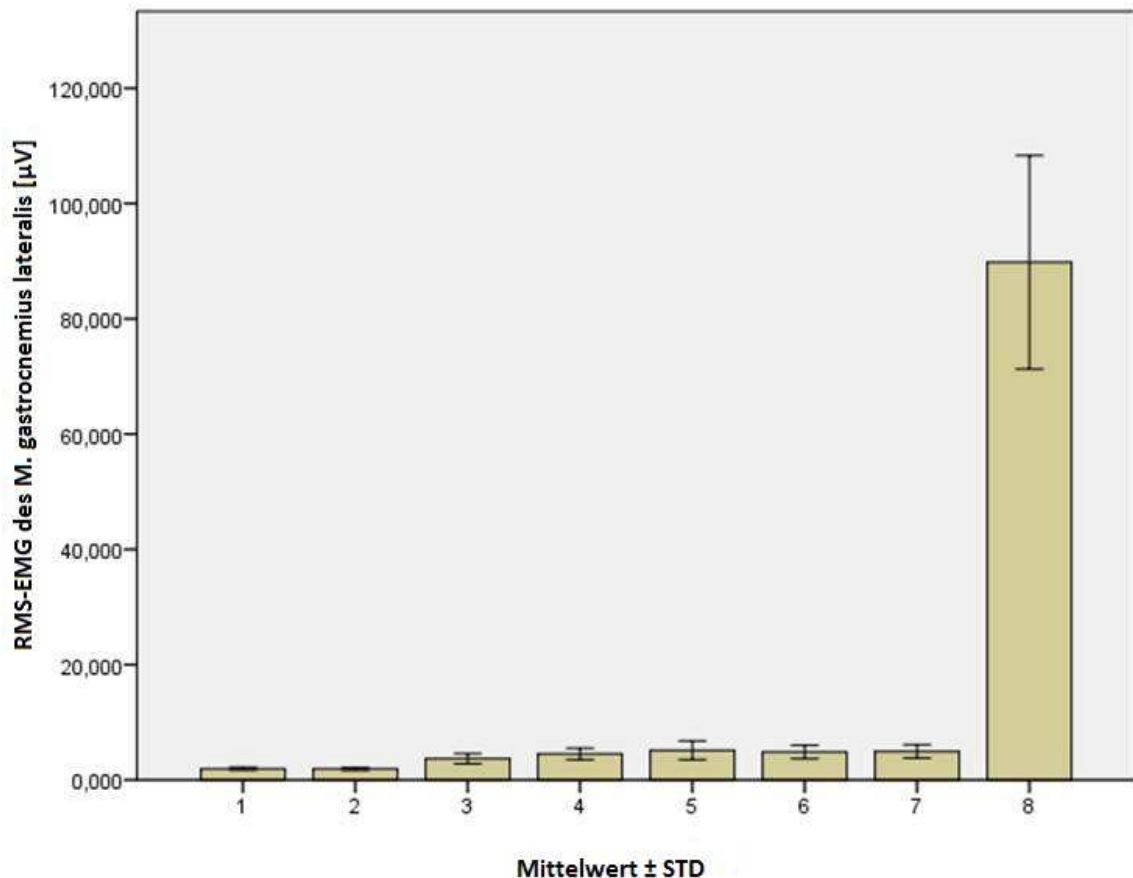


Abbildung 5-1 Datenüberblick des GL: Mittelung über alle Probanden

Datenpunkte 1 und 2 zeigen die Muskelaktivität während der Ruhephase, 3-7 die Muskelaktivität während der Vibrationsphase. Datenpunkt 8 zeigt das MVC.

Eine Clusteranalyse soll im Weiteren helfen die Aktivität der Muskeln während den Experimenten zu beurteilen. Die Grundidee einer Clusteranalyse ist die Aufteilung einer heterogenen Gesamtheit von Fällen in homogene Gruppen. Dabei werden die Fälle auf Ähnlichkeiten untersucht. Innerhalb der Gruppen sollen die Fälle möglichst ähnlich und die Gruppen untereinander möglichst unterschiedlich sein [Schäfer 2009, Wiedenbeck 2001].

Hierfür werden zunächst die Daten der Vibrationsphase (GL_{vib}) um der Ruheaktivität (GL_{RA}) korrigiert, d.h. die Ruheaktivität wird von der Aktivität der Vibrationsphase abgezogen und es wird der prozentuale Anteil der gemessenen Daten vom MVC (GL_{MVC}) ermittelt.

EMG des GL in Prozent (*GLP*):

$$GLP = \frac{\overline{GL_{vib}} - \overline{GL_{RA}}}{\overline{GL_{MVC}} - \overline{GL_{RA}}} * 100 \quad (5-1)$$

Es wird eine Clusteranalyse nach Ward bezogen auf die GLP- Werte durchgeführt. Hier geht man zunächst davon aus, dass jedes Experiment (unabhängig vom Proband) ein Cluster darstellt. Nach und nach werden die Experimente vereinigt, die die Homogenität am wenigsten beeinflussen, d.h. die Fusionierung erfolgt so, dass Ähnlichkeitsverluste innerhalb der Cluster möglichst langsam erfolgen [Stein et al. 2011]. Es wird keine optimale Clusteranzahl vorgegeben, sondern es wird so lange fusioniert, bis alle Experimente zu einem Cluster zusammengefasst sind. Deshalb muss eine Clusterzahl vorgegeben werden. Für die EMG- Daten wurden drei Cluster identifiziert.

In Tabelle 5-1 sind die Ergebnisse der Clusteranalyse dargestellt. Unter Häufigkeit sind die Experimente aufgeführt.

Tabelle 5-1 Clusteranalyse der korrigierten EMG-RMS am GL bei 25 Hz Vibration (5 Datenpunkte pro Experiment).

| Clusteranalyse | | |
|----------------|--------------------------|---------|
| Cluster | Häufigkeit (Experimente) | Prozent |
| 3 | 6 | 10 |
| 2 | 7 | 11,7 |
| 1 | 47 | 78,3 |
| Gesamt | 60 | 100 |

In den folgenden Abbildungen sind die Mittelwerte \pm Standardabweichung der identifizierten Cluster im GL und TA aufgezeigt. Die negativen Standardabweichungen sind Folge der Subtraktion der Ruheaktivität von den Datenpunkten der Vibrationsphase.

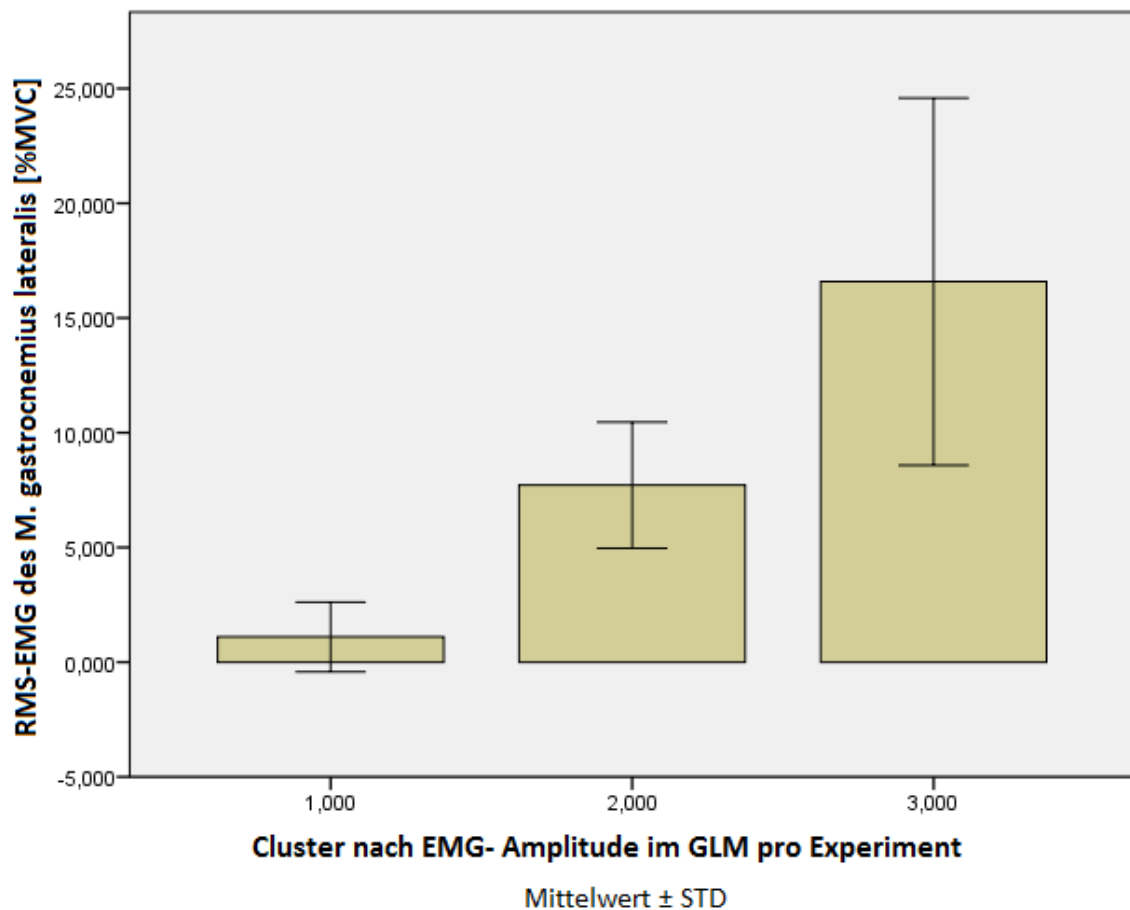


Abbildung 5-2 Cluster nach EMG- Amplitude im GLM pro Experiment

Im ersten Cluster befinden sich 78,3 % der Versuche. Es ist keine über das Rauschen hinausgehende Aktivität zu beobachten. Das zweite und im dritte Cluster weisen eine signifikant hohe Aktivität auf.

Für TA wurde keine separate Clusteranalyse durchgeführt. Die Gruppeneinteilung des TA erfolgte über die Cluster des GL, d.h. die Experimente, die im GL zu der ersten Gruppe gehören, sind auch in der ersten Gruppe im TA.

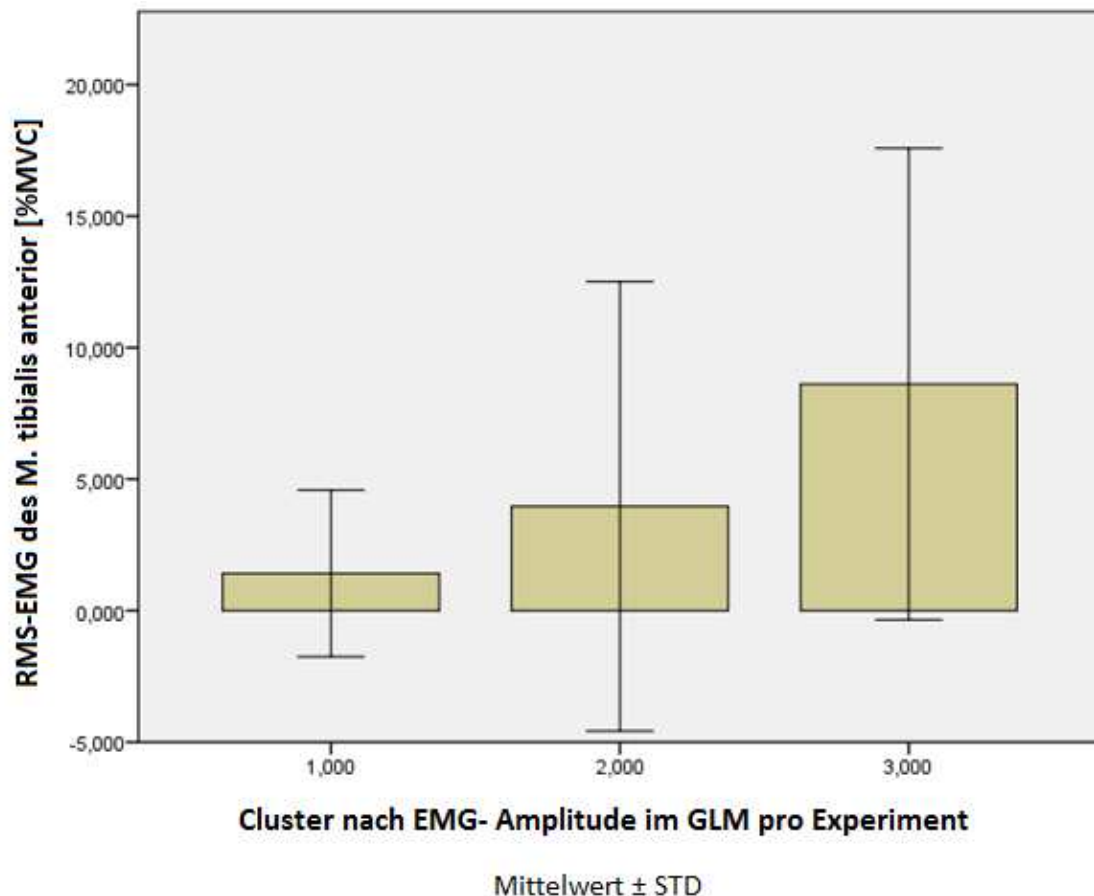


Abbildung 5-3 Cluster nach EMG- Amplitude im GLM pro Experiment für TA

Die zum ersten Cluster zugeordneten Experimente weisen ebenfalls keine vom Signalrauschen verschiedene Aktivität auf. Cluster zwei und drei gehen über das Rauschen hinaus.

5.2 Accelerometer

Die Accelerometer wurden eingesetzt, um die Beschleunigung der Muskeln während der Vibration zu messen. Ein weiteres Accelerometer, der in der Nähe der Vibrationsplatte positioniert war, sollte die Vibration des Kipptisches bestimmen.

Am GL ist eine regelmäßige Verteilung der Beschleunigung ohne signifikante Unterschiede zu beobachten. Weder die Vibrationsrichtung noch der Kippwinkel hatten einen Einfluss auf die Beschleunigung. Die am TA gemessene Beschleunigung ist insgesamt größer als beim GL. Das Accelerometer zeigt zwar Unterschiede in den verschiedenen Raumrichtungen, ein signifikanter Unterschied in Abhängigkeit des Kippwinkels oder in Abhängigkeit der Vibrationsrichtung ist ebenfalls nicht gegeben. Am KT ist eine starke Vibration in die z- Richtung zu beobachten.

Nachfolgend werden die Ergebnisse der Accelerometer (Mittelwerte \pm Standardabweichung) dargestellt.

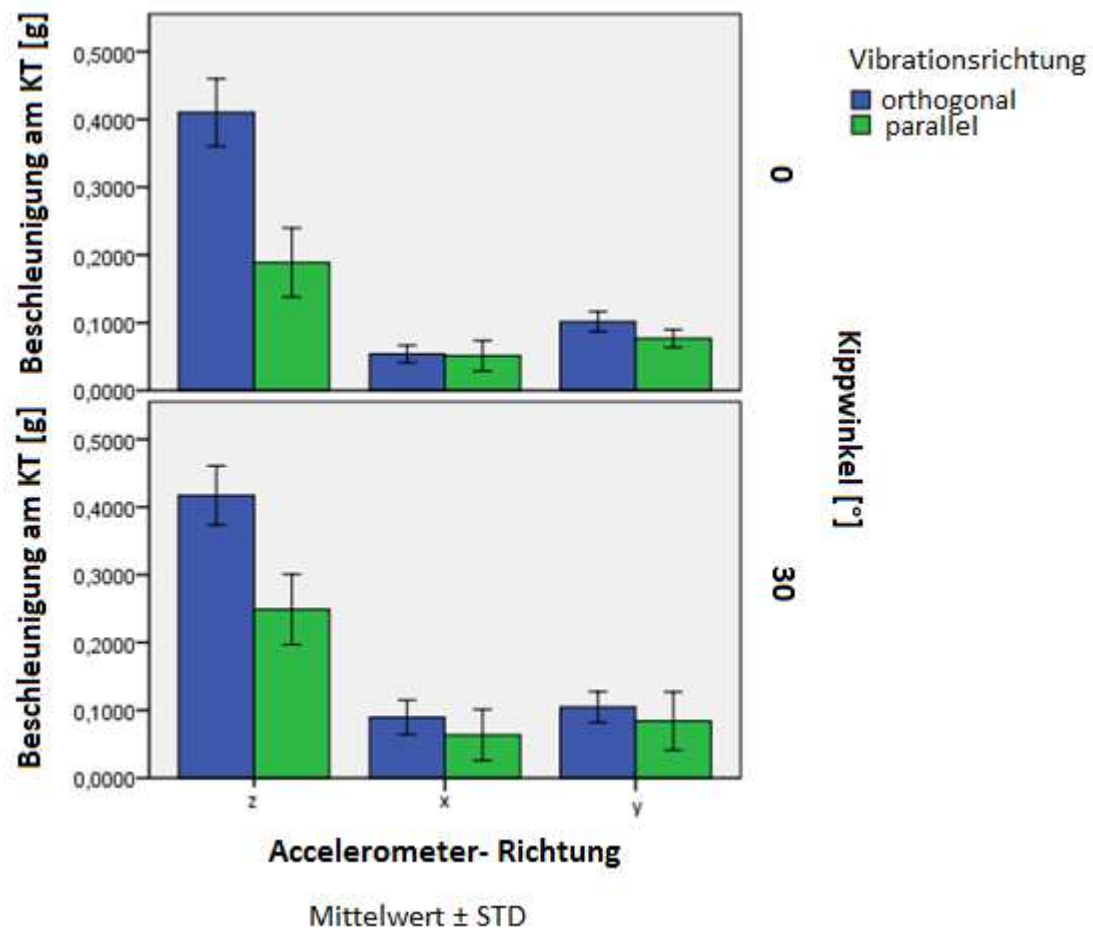


Abbildung 5-4 Beschleunigung am KT in der Nähe der Vibrationsplatte

Die z- Achse zeigt einen signifikanten Unterschied in Abhängigkeit der Vibrationsrichtung. Die x- und y- Richtung zeigen keine Signifikanz, weder in der Vibrationsrichtung noch in den Kippwinkeln.

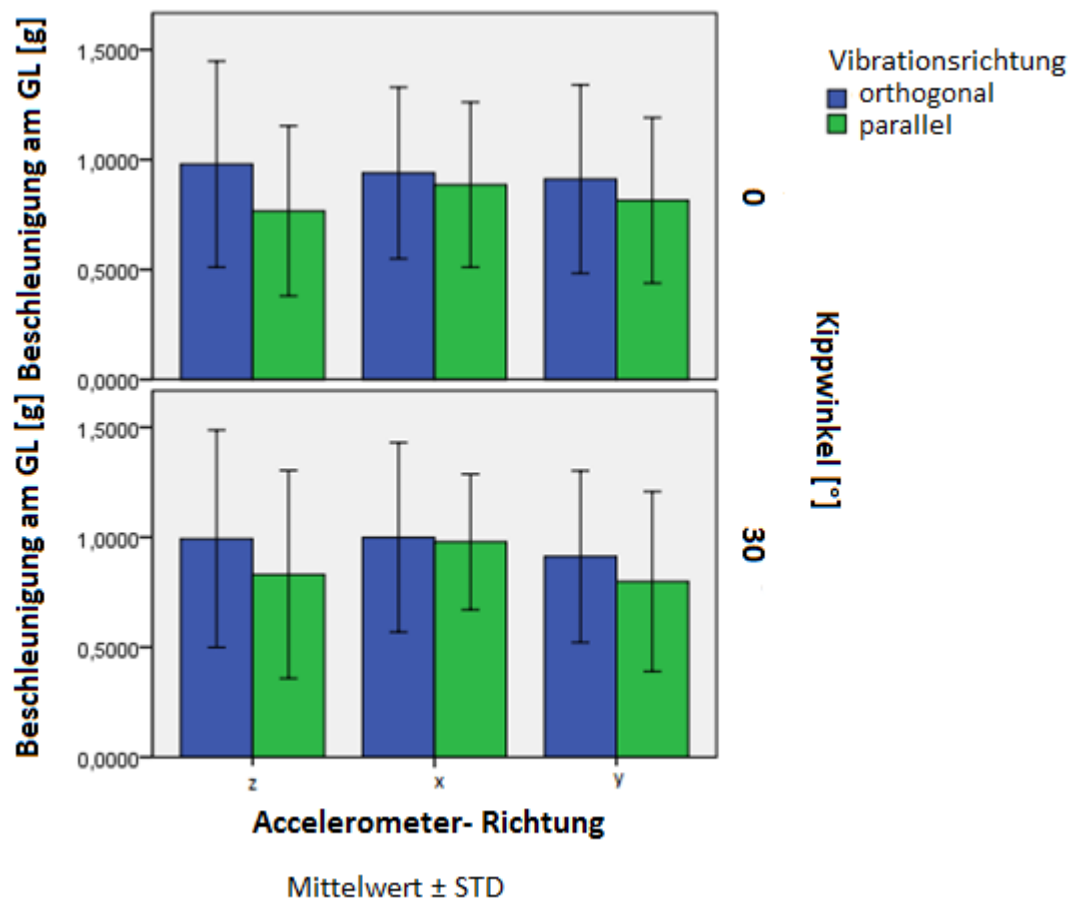


Abbildung 5-5 Beschleunigung am GL

Es ist eine gleichmäßige Verteilung der Beschleunigung in alle Raumrichtungen zu beobachten. Weder das Kippen noch die Vibrationsrichtungen hatten einen signifikanten Einfluss auf die Beschleunigung am GL.

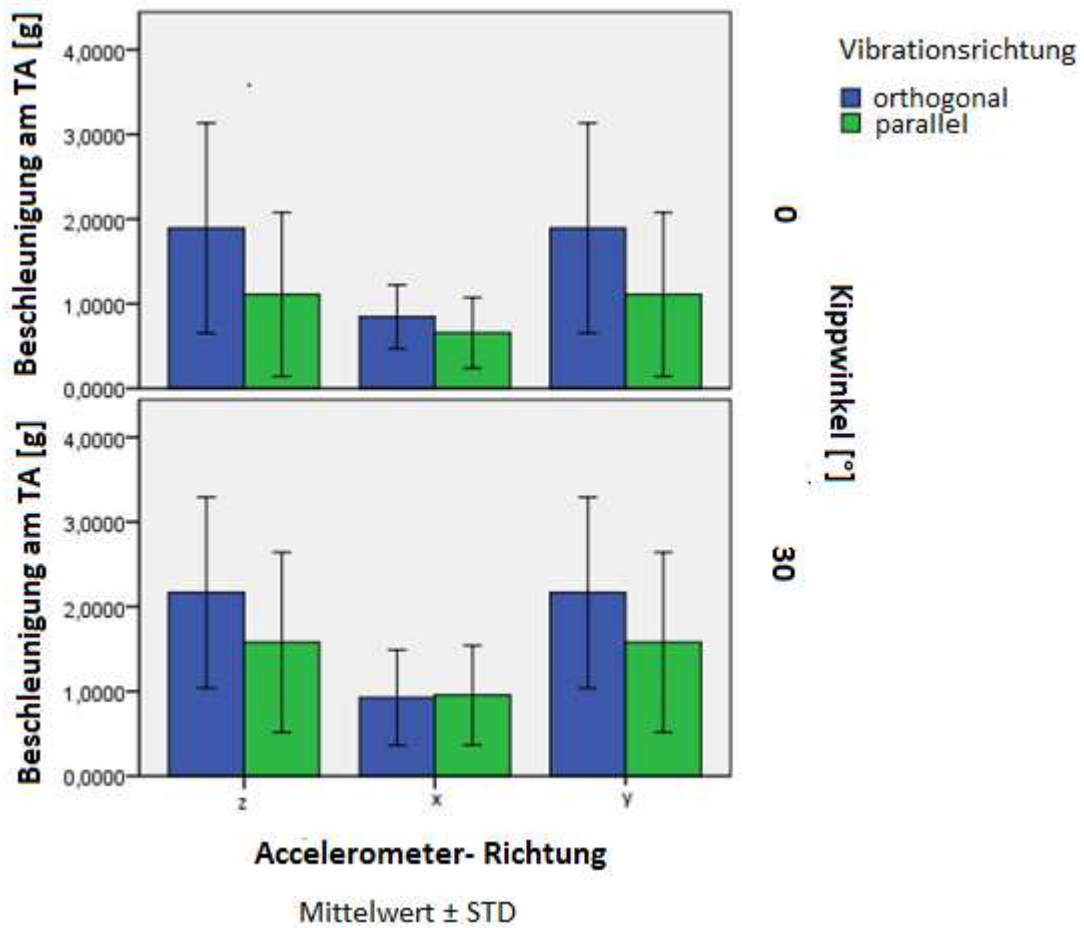


Abbildung 5-6 Beschleunigung am TA

Die z- und die y- Richtung weisen im Vergleich zur x- Richtung eine höhere Beschleunigung auf. Dieser Unterschied ist jedoch unabhängig von den getesteten Bedingungen

6 Diskussion

Ziel der vorliegenden Arbeit war es unter Ganzkörpervibration gemessene EMG- Signale zu analysieren. Die gefilterten Signale sollten zum einen das Vorhandensein von Willkürkontraktionen prüfen und zum anderen die Signale auf tonische Reflex-Antworten untersuchen.

Die Experimente waren in drei Phasen unterteilt, welche sich auch in den aufgenommenen EMG- und Accelerometer- Daten widerspiegeln. Mithilfe dieser Phasen bzw. Phasenübergänge wurde für die weitere Bearbeitung aus dem Rohdatensatz eine stabile Vibrationsphase bestimmt. Aufgrund der unterschiedlichen Abtastfrequenz der EMG- Elektroden und der Accelerometer war es nicht möglich die ermittelten Grenzen für die stabile Vibrationsphase exakt im EMG wiederzufinden. Da die Grenzen mit ± 80 Sekunden vom Mittelpunkt ausgehend festgelegt wurden, konnte trotzdem die Auswahl einer stabilen Vibrationsgrenze garantiert werden.

Nach erfolgreicher Filterung der Störsignale konnten die Signale einer Statistik unterzogen werden. In 78,3% der Versuche (47 von 60) konnte keine signifikante zusätzliche über das Rauschen hinausgehende Muskelaktivität während der Vibration nachgewiesen werden. Damit gibt es auch keinen Nachweis für eine spezifische Reflex-Antwort auf die Vibration. In den übrigen Versuchen zeigten die Muskeln eine ein signifikante Aktivität, die auf willkürliche Muskelkontraktionen im Sinn einer nicht Einhaltung der Versuchsbedingungen zu verstehen ist.

Die EMG- Auswertung hat einen wertvollen Beitrag für die VOV- Studie geleistet. Anhand der Gruppeneinteilung der Experimente im EMG konnten die NIRS- Daten interpretiert werden. Da die Austreibung des venösen Blutes aus der Unterschenkelmuskulatur nur durch die Vibration hervorgerufen werden sollte, konnten bei der NIRS- Analyse die Experimente außerhalb des ersten Clusters ausgeschlossen werden.

Während das Accelerometer am KT eine starke Vibration in die z-Richtung gemessen hat, ist die gemessene Beschleunigung am GL unabhängig vom Kippwinkel und Vibrationsrichtung an alle Raumrichtungen gleichverteilt. Die Beschleunigung am TA wies zwar keine regelmäßige Verteilung auf, zeigte aber ebenfalls keine signifikanten Unterschiede in Kippwinkel und Vibrationsrichtung. Möglicherweise haben die Sensoren vielmehr die Bewegung der Haut gemessen und nicht die Beschleunigung der Muskulatur.

7 Ausblick

Für Untersuchungen der Muskulatur in Abwesenheit von Willkürkontraktionen sind EMG-Messungen sehr hilfreich, da durch sie eine bessere Interpretation anderer Messungen gewonnen werden kann. Daher ist der Einsatz von EMG-Messungen als Kontrollmethode in zukünftigen Studien empfehlenswert.

Die kompakte Bauweise und einfache Bedienung des Delsys Systems sind während en Messungen sehr vorteilhaft. Die Bearbeitung der erworbenen Daten erweist sich jedoch als schwierig. Abhängig von der konkreten Aufgabenstellung oder zusätzlich gewünschten Analysen muss vorher erwägt werden, ob das Delsys- System geeignet ist oder nicht. Wegen der hohen Abtastfrequenz sollten Messungen über einen zu langen Zeitraum vermieden werden.

Die eingebauten Accelerometer haben bei der Bestimmung der Beschleunigung an den untersuchten Muskeln versagt. Untersuchungen können Aufschlüsse darüber liefern, ob der Versuchsaufbau oder das Delsys- System für die Ergebnisse verantwortlich ist.

8 Anhang

Hauptprogramm

```

fs = 4000; fn = fs/2; ws = 30; fA = 296.3;      %fs = Abtastfrequenz Elektroden, fn =
                                                Nyquistfrequenz, fA = Abtastfrequenz
                                                Accelerometer

[data, GL, GLt, TA, TAt, TTxt, TTx, TTy, TTz, TAx, ...
  TAx, TAY, TAZ, GLxt, GLx, GLy, GLz] = daten_einlesen('VOVUEMG0102.txt');

[Vib_srt, Vib_end, Vib_srt_emg, Vib_end_emg, ...
  Vib_mid_ACC, Vib_srt_ACC, Vib_end_ACC, Vib_mid_EMG, Vib_srt_EMG, Vib_end_EMG,
  noise_end_EMG, noise_end] = Crop_signal(GLx, GLxt, GL, GLt);

%stabile Vibrationsphasen werden zugeordnet, dieses Programm dient für die Bearbeitung des
GL, für TA müssen ab nächste Zeile alle GL durch TA ersetzt werden
GL_vib = GL(Vib_srt_emg:Vib_end_emg);
GLt_vib = GLt(Vib_srt_emg:Vib_end_emg);

GLx_vib = GLx(Vib_srt:Vib_end);
GLy_vib = GLy(Vib_srt:Vib_end);
GLz_vib = GLz(Vib_srt:Vib_end);

GL_noise = GL(1:noise_end);
GLt_noise = GLt(1:noise_end);

%Zeitachse wird in Frequenzachse transformiert
nG = length(GL_vib); dfG = fs/nG; fG = [-fn:dfG:fn-dfG];
n_noise = length(GL_noise); df_noise = fs/n_noise;
f_noise = [-fn:df_noise:fn-df_noise];

%Bandpass- Filterung und fft des gefilterten Signale
GL_vib_band = bandpass(GL_vib, fs, fn);
GL_noise_band = bandpass(GL_noise, fs, fn);
ffGL_noise = fftshift(abs(fft(GL_noise_band)));
ffGL_vib = fftshift(abs(fft(GL_vib_band)));

%die größte im Frequenzspektrum vorkommende Amplitude entspricht der Vibrationsfrequenz.
Hier wird die Frequenz dieser Amplitude gefunden
max_peak = find(ffGL_vib==max(ffGL_vib));
max_peak_freq = fG(max_peak(2));
fc0 = max_peak_freq;

```

%Die Grundfrequenz und deren Harmonische werden gefiltert

```
fGL_vib125 = notchingfilter(fc0, fn, GL_vib_band);  
fGL_noise125 = notchingfilter(fc0, fn, GL_noise_band);  
ffGL_vib125 = fftshift(abs(fft(fGL_vib125)));  
ffGL_noise125 = fftshift(abs(fft(fGL_noise125)));
```

%Einteilung in die 30- Sekunden Intervalle und RMS- Berechnung für diese Intervalle

```
[Wg, RMSg_emg] = rms_emg(fGL_vib125', ws, fs);  
[Wg, RMSg_noise] = rms_noise(fGL_noise125', ws, fs);  
[Wa_x, ACCrms_x] = rms_acc(GLx_vib', ws, fA);  
[Wa_y, ACCrms_y] = rms_accy(GLy_vib', ws, fA);  
[Wa_z, ACCrms_z] = rms_accz(GLz_vib', ws, fA);
```

```
format long  
RMSg_noise'  
RMSg_emg'  
ACCrms_x'  
ACCrms_y'  
ACCrms_z'
```

functions

daten_einlesen

```
function [data, GL, GLt, TA, TAt, TTxt, TTx, TTy, TTz, TAx, TAx, TAx, TAz, GLxt, GLx, GLy, GLz] =  
    daten_einlesen(x)
```

```
data = importdata(x);
```

%"Ordnung" der Daten, die gelieferte Matrix wird in Vektoren eingeteilt. Mit *detrend(x, 'constant')* findet eine Offsetkorrektur statt

```
GL_data = data.data(:,7:8);  
TA_data = data.data(:,15:16);  
TAt = TA_data(:,1);  
GLt = GL_data(:,1);  
GL = detrend(GL_data(:,2), 'constant');  
TA = detrend(TA_data(:,2), 'constant');
```

```
ACC_TT_data = data.data(:,1:6);  
TTnan = any(isnan(ACC_TT_data),2);  
ACC_TT_data(TTnan,:) = [];
```

```
TTxt = ACC_TT_data(:,1);
TTx = detrend(ACC_TT_data(:,2), 'constant');
TTY = detrend(ACC_TT_data(:,4), 'constant');
TTz = detrend(ACC_TT_data(:,6), 'constant');
```

```
ACC_GL_data = data.data(:,9:14);
GLnan = any(isnan(ACC_GL_data),2);
ACC_GL_data(GLnan,:) = [];
GLxt = ACC_GL_data(:,1);
GLx = detrend(ACC_GL_data(:,2), 'constant');
GLy = detrend(ACC_GL_data(:,4), 'constant');
GLz = detrend(ACC_GL_data(:,6), 'constant');
```

```
ACC_TA_data = data.data(:,17:22);
TAnan = any(isnan(ACC_TA_data),2);
ACC_TA_data(TAnan,:) = [];
TAxt = ACC_TA_data(:,1);
TAx = detrend(ACC_TA_data(:,2), 'constant');
TAy = detrend(ACC_TA_data(:,4), 'constant');
TAz = detrend(ACC_TA_data(:,6), 'constant');
end
```

crop_signal

```
function [Vib_srt, Vib_end, Vib_srt_emg, Vib_end_emg, Vib_mid_ACC, Vib_srt_ACC,
        Vib_end_ACC, Vib_mid_EMG, Vib_srt_EMG, Vib_end_EMG, noise_end_EMG, noise_end]=
        Crop_signal(ACC_signal, ACC_signal_time, signal, signal_time);
```

% Betragsbildung und Normierung des Accelerometer- Signals und Bildung einer kumulativen Summe

```
ACC_signal_n = abs(ACC_signal / max(abs(ACC_signal)));
ACC_signal_int = zeros(length(ACC_signal), 1);
ACC_signal_int(1) = ACC_signal_n(1); %Annahme!
```

```
for k = 2:length(ACC_signal)
    ACC_signal_int(k) = ACC_signal_int(k-1)+ACC_signal_n(k);
end;
```

%mit einem Fenster von 3000 wird die kumulative summe 2x numerisch abgeleitet und die Indices der entstandenen Maxima werden gefunden

```
step = 0.3e4;
D = 0;
for k = step+1:length(ACC_signal)-step
```

```
D(k) = abs((ACC_signal_int(k-step)+ACC_signal_int(k+step)-2*ACC_signal_int(k))/(2*step));
end;
```

```
D1 = D(1:5e4);
D2 = D(0.5*length(D):end);
ind1 = find(D==max(D1));
ind2 = find(D==max(D2));
```

%ein Rechteckpuls der Länge der gefundenen Indices wird erstellt und mit dem normierten Betrag des Accelerometer- Signals gefaltet, um die Mitte der Vibrationsphase zu finden. Die Faltung liefert eine Dreiecksfunktion, deren Mittelpunkt dem Vibrationsmittelpunkt entspricht

```
time_span = abs(ind2-ind1);
half_time_span = floor(0.5*time_span);
pulse = [0; ones(time_span, 1); 0];
cACC_signal = conv(abs(ACC_signal), pulse);
[m, ind] = max(cACC_signal);
ind = ind - half_time_span - 1;
```

%Vom Mittelpunkt ausgehend werden ±80 Sekunden für eine stabile Vibrationsphase ausgewählt

```
fA = 296.3; t = 80;
Vib_mid = 0.5*((ind-half_time_span)+(ind+half_time_span));
Vib_srt = Vib_mid - floor(t*fA);
Vib_end = Vib_mid + floor(t*fA);
Vib_mid_time = ACC_signal_time(Vib_mid);
```

%Für die Grenzen im EMG muss aufgrund der unterschiedlichen Abtastfrequenz die Zeitachse genutzt werden. Es kann nicht der exakt gleiche Zeitpunkt im EMG- gefunden werden. Daher wurde bei der Ermittlung gerundet. Für das Ende der Ruhephase werden 15 Sekunden von der unteren Grenze abgezogen

```
fE = 4000; tn = 15;
Vib_mid_emg = find(signal_time==floor(Vib_mid_time));
Vib_srt_emg = Vib_mid_emg - (t*fE); Vib_end_emg = Vib_mid_emg + (t*fE);
noise_end = Vib_srt_emg - tn*fE;
```

%dient lediglich zur Darstellung

```
Vib_mid_ACC = zeros(length(ACC_signal),1); Vib_mid_ACC(Vib_mid)= 3;
Vib_srt_ACC = zeros(length(ACC_signal),1); Vib_srt_ACC(Vib_srt)= 3;
Vib_end_ACC = zeros(length(ACC_signal),1); Vib_end_ACC(Vib_end)= 3;

Vib_mid_EMG = zeros(length(signal),1); Vib_mid_EMG(Vib_mid_emg)= 3e-5;
Vib_srt_EMG = zeros(length(signal),1); Vib_srt_EMG(Vib_srt_emg)= 3e-5;
Vib_end_EMG = zeros(length(signal),1); Vib_end_EMG(Vib_end_emg)= 3e-5;
noise_end_EMG = zeros(length(signal),1); noise_end_EMG(noise_end)= 3e-5;
end
```

bandpass

```
function [GLvib_band] = bandpass(signal, fs, fn)

nB = 6; f_high = 450; f_low = 20;          %die gewünschten Grenzfrequenzen und die Ordnung
[b_low a_low] = butter(nB, f_high/fn, 'low'); %Bestimmen der Filterkoeffizienten
[b_high a_high] = butter(nB, f_low/fn, 'high');
GLvib_low = filter(b_low, a_low, signal);
GLvib_band = filter(b_high, a_high, GLvib_low);
end
```

notchingfilter

```
function [fGLvib125] = notchingfilter(fc, fnyq, GLvib_band)
nN = 4; %Ordnung des Filters
fc1 = 2*fc; fc2 = 3*fc; fc3 = 4*fc; fc4 = 5*fc; %die Mittenfrequenz, die zu filtern ist wurde im
                                                Hauptprogramm gefunden. 4 weitere
                                                Harmonische werden gefiltert
q0 = fc/3; q1 = 2*q0; q2 = 3*q0; q3 = 4*q0; q4 = 5*q0; %der Gütefaktor muss definiert werden,
                                                da sonst die Bandbreite bei wachsender
                                                Mittenfrequenz auch wächst

d0 = fdesign.notch(nN, fc/fnyq, q0); H0 = design(d0);
d1 = fdesign.notch(nN, fc1/fnyq, q1); H1 = design(d1);
d2 = fdesign.notch(nN, fc2/fnyq, q2); H2 = design(d2);
d3 = fdesign.notch(nN, fc3/fnyq, q3); H3 = design(d3);
d4 = fdesign.notch(nN, fc4/fnyq, q4); H4 = design(d4);

fGLvib25 = filter(H0, GLvib_band);
fGLvib50 = filter(H1, fGLvib25);
fGLvib75 = filter(H2, fGLvib50);
fGLvib100 = filter(H3, fGLvib75);
fGLvib125 = filter(H4, fGLvib100);
end
```

RMS

%Hier werden die gefilterten Daten in 30 Sekunden Intervalle eingeteilt und das RMS wird für diese Intervalle berechnet.
ws = 30 Sekunden, nw1 ist notwendig, damit die Anzahl der Intervalle berechnet werden kann.

nw2 ist die Anzahl der durch die Fensterung entstandenen Intervalle, mit ceil wird nw2 immer aufgerundet.

rms_emg

```
function [Wg, RMSg_emg] = rms_emg(g, ws, fs)
```

```
nw1 = fs*ws;  
[dim1, dim2] = size(g);  
nw2 = ceil((dim2/nw1));  
for i = 1:nw2-1  
    Wg(i, :) = g((i+((i-1)*nw1)):(i+(nw1*i)));  
    RMSg_emg(i) = rms(Wg(i,:));  
end  
end
```

rms_noise

```
function [Wg, RMSg_noise] = rms_noise(g, ws, fs)
```

```
nw1 = fs*ws;  
[dim1, dim2] = size(g);  
nw2 = ceil((dim2/nw1));  
for i = 1:nw2-1  
    Wg(i, :) = g((i+((i-1)*nw1)):(i+(nw1*i)));  
    RMSg_noise(i) = rms(Wg(i,:));  
end  
end
```

rms_acc

```
function [Wa_x, ACCrms_x] = rms_acc(a, ws, fA)
```

```
nw1 = fA*ws;  
[dim1, dim2] = size(a);  
nw2 = ceil((dim2/nw1));  
for i = 1:nw2-1  
    Wa_x(i, :) = a((i+((i-1)*nw1)):(i+(nw1*i)));  
    ACCrms_x(i) = rms(Wa_x(i,:));  
end  
end
```

```
function [Wa_y, ACCrms_y] = rms_accy(a, ws, fA)
```

```
nw1 = fA*ws;  
[dim1, dim2] = size(a);  
nw2 = ceil((dim2/nw1));  
for i = 1:nw2-1  
    Wa_y(i, :) = a((i+((i-1)*nw1)):(i+(nw1*i)));  
    ACCrms_y(i) = rms(Wa_y(i,:));  
end  
end
```

```
function [Wa_z, ACCrms_z] = rms_accz(a, ws, fA)
```

```
nw1 = fA*ws;  
[dim1, dim2] = size(a);  
nw2 = ceil((dim2/nw1));  
for i = 1:nw2-1  
    Wa_z(i, :) = a((i+((i-1)*nw1)):(i+(nw1*i)));  
    ACCrms_z(i) = rms(Wa_z(i,:));  
end  
end
```

9 Literaturverzeichnis

Abercromby, A. F., Amonette, W. E., Layne, C. S., McFarlin, B. K., Hinman, M. R., & Paloski, W. H. (04 2007). *Variation in Neuromuscular Responses during Acute Whole- Body Vibration Exercise* . American College of sports Medicine.

Biologie-Schule.de. (kein Datum). Abgerufen am 01 2015 von <http://www.biologie-schule.de/ruhepotential.php>

Biologie-Schule.de. (kein Datum). Abgerufen am 01 2015 von <http://www.biologie-schule.de/aktionspotential.php>

Böcker, M. (kein Datum). *DORSCH Lexikon der Psychologie* . Abgerufen am 11 2014 von Nahinfrarotspektroskopie: <https://portal.hogrefe.com/dorsch/nahinfrarotspektroskopie-nirs/>

Criswell, E. (2011). *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. Canada: Jones and Bartlett Publishers.

Delsys . (07 2012). *Trigno Wireless System User's Guide*. Boston: Delsys Inc.

Delsys. (kein Datum). *Trigno Wireless- FAQ*. Abgerufen am 02 2015 von http://www.delsys.com/Attachments_pdf/Trigno%20FAQ%20%28DOC-208-1-0%29-web.pdf

Dr. Gumpert Sportmedizin. (13. 01 2015). Abgerufen am 01 2015 von Muskelaufbau: <http://www.dr-gumpert.de/html/muskelaufbau.html>

gesundpedia.de. (11 2014). Abgerufen am 01 2015 von Muskelkontraktion: <http://gesundpedia.de/Muskelkontraktion>

HUDEC, A. U. (03 2003). Einführung in die Clusteranalyse (Skriptum zur Vorlesung: Multivariate statistische Verfahren). Universität Wien.

IMD. (kein Datum). *IMD Fachaufsätze*. Von http://www.google.de/imgres?imgurl=http%3A%2F%2Fwww.imd-gmbh.de%2Fv6%2Fdesign_a.gif&imgrefurl=http%3A%2F%2Fwww.imd-gmbh.de%2Fv6%2F33.htm&h=480&w=640&tbnid=5glHTsIYZvEpM%3A&zoom=1&docid=YLfueQ9TnVEtDM&ei=9_P1VOCdNs6wPJPdgKAC&tbnid=isch&iact=rc&uact=3&dur=14 abgerufen

Janke, M. (31. März 2010). Spektrale Methoden zur EMG-basierten Erkennung lautloser Sprache.

Klett, O., & Schwegler, M. (2003). Proseminar: Algorithmen, Schnittstellen und Werkzeuge zur Audiobearbeitung. TU München.

Konrad, P. (September 2005). EMG- Fibel.

Merletti, R., & Parker, P. A. (2004). Electromyography. In T. Moritani, D. Stegeman, & R. Merletti, *Basic Physiology And Biophysics Of EMG Signal Generation* (S. 1-5). Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons Inc.

National Instruments. (kein Datum). *IIR- und FIR- Filter*. Von http://www.google.de/imgres?imgurl=http%3A%2F%2Fzone.ni.com%2Fimages%2Freference%2Fde-XX%2Fhelp%2F370858K-0113%2Ftask_frequency_overall_filter_response.gif&imgrefurl=http%3A%2F%2Fzone.ni.com%2Freference%2Fde-XX%2Fhelp%2F370858K-0113%2Fgenmaths%2Fgenmaths%2F abgerufen

National Instruments. (2015). *Digitale Filter*. Abgerufen am 02 2015 von http://www.google.de/imgres?imgurl=http%3A%2F%2Fzone.ni.com%2Fimages%2Freference%2Fde-XX%2Fhelp%2F370858K-0113%2Ftask_passband_and_stopband.gif&imgrefurl=http%3A%2F%2Fzone.ni.com%2Freference%2Fde-XX%2Fhelp%2F370858K-0113%2Fgenmaths%2Fgenmaths%2Fcalc_digit

Novotec Medical GmbH. (2013). *Bedienhandbuch Galileo Med S*. Pforzheim: Novotec Medical GmbH.

Petter, N. (12. Juli 2000). Seminar Datenverarbeitung.

Rittweger, J. (13. 11 2009). *Vibration as an exercise modality: how it may work, and whar its potential might be* . Springer- Verlag.

Ritzmann, R., Kramer, A., Gruber, M., Gollhofer, A., & Taube, W. (9. 04 2010). *EMG activity during whole body vibration: motion artifacts or strech reflexes?* Springer- Verlag.

Schäfer, T. (24. 06 2009). Abgerufen am 01 2015 von <https://www.tu-chemnitz.de/hsw/psychologie/professuren/method/homepages/ts/methodenlehre/meth11.pdf>

Schäfer, T. (24. Juni 2009). Methodenlehre 2- Clusteranalyse (Skriptum zur Vorlesung). TU Chemnitz.

Webster, J. G. (2006). Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. In J. C. Arena, V. M. Georgia, T. Devineni, C. H. System, E. J. McGowan, & E. &. McGowan, *Biofeedback* (S. 166-170). Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons Inc.

Webster, J. G. (2006). Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. In E. McAdams, U. o. Jordanstown, & I. Newtownabbey, *Bioelectrodes* (S. 120-166). Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons Inc.

Webster, J. G. (2006). Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. In C. De Luca, B. University, & M. Boston, *Electromyography* (S. 98-108). Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons Inc.

Wiedenbeck, M., & Züll, C. (2001). Abgerufen am 01 2015 von http://www.geis.org/fileadmin/upload/forschung/publikationen/geis_reihen/howto/how-to10mwcz.pdf

Quellen für die Abbildungen

Quelle: Janke 2010

Abbildung 2-1 Schematischer Aufbau eines Skelettmuskels

Abbildung 2-2 Schematische Darstellung des Depolarisations-, Repolarisationszyklus der Zelle

Quelle: National Instruments 2015

Abbildung 2-3 Schematische Darstellung der Amplitudengänge von idealen Filtern

Quelle: Neuschwander 2010

Abbildung 2-4 Amplitudengang eines idealen Tiefpassen

Quelle: IMD

Abbildung 2-5 Amplitudengänge verschiedener Filtertypen

Quelle: Foto (privat, Serfiraz Dogan):

Abbildung 3-1 Darstellung des Kipptisches mit unterschiedlichen Kippwinkeln, links: 0°, rechts: 30°

Abbildung 3-2 Realisierung von zwei Vibrationsrichtungen mit einer Vibrationsplatte

Abbildung 3-4 Instrumentierung

Quelle: Delsys 2012

Abbildung 3-3 Trigno™ Wireless 4-Kanal Sensor

Quelle: MATLAB R2013b (Serfiraz Dogan):

Abbildung 3-5 Rohdatensatz des Accelerometers am TA

Abbildung 3-6 Rohdatensatz des Accelerometers am GL

Abbildung 3-7 Rohdatensatz des Accelerometers am KT

Abbildung 3-8 Rohdatensätze der EMG- Daten des GL und TA

Abbildung 3-9 Rohdatensätze der EMG- Daten des GL und TA während der Vibrationsphase (Zoom)

Abbildung 3-10 MVC- Datensatz des GL während Plantarflexionen

Abbildung 3-11 Kumulative Summe der Beschleunigungsbeträge an GL in x-Richtung

Abbildung 3-12 Zweite numerische Ableitung der kumulativen Summe

Abbildung 3-13 Auswahl einer stabilen Vibrationsphase mittels der x- Richtung des GL

Abbildung 3-14 Auswahl einer stabilen Vibrationsphase und das Ende der Ruhephase im EMG-Datensatz des GL

Abbildung 3-15 Frequenzspektrum der ausgewählten Vibrationsphase des GL (Rohsignal)

Abbildung 3-16 Frequenzspektrum der ausgewählten Vibrationsphase vom GL, zoom
Abbildung 3-17 Darstellung der Harmonischen im EMG- Signal des GL während der Vibrationsphase
Abbildung 4-1 Das ungefilterte Frequenzspektrum des GL während der Vibrationsphase
Abbildung 4-2 Amplitudengang des verwendeten Hochpasses für die Realisierung eines Bandpasses mit der Grenzfrequenz 20 Hz und Ordnung 6
Abbildung 4-3 Amplitudengang des verwendeten Tiefpasses für die Realisierung eines Bandpasses mit der Grenzfrequenz 450 Hz und Ordnung 6
Abbildung 4-4 Frequenzspektrum des GL nach der Bandpassfilterung
Abbildung 4-5 Amplitudengang des Notchfilters mit der Mittenfrequenz 25 Hz und Ordnung 4
Abbildung 4-6 Spektrum der Vibrationsphase nach Bandpass- und Notchfilterung
Abbildung 4-7 Zeitsignal der Vibrationsphase vor und nach der Filterung
Abbildung 4-8 Zeitsignal der Ruhephase und des MVC vor und nach der Filterung

Quelle: SPSS

Abbildung 5-1 Datenüberblick des GL: Mittelung über alle Probanden
Abbildung 5-2 Cluster nach EMG- Amplitude im GLM pro Experiment
Abbildung 5-3 Cluster nach EMG- Amplitude im GLM pro Experiment für TA
Abbildung 5-4 Beschleunigung am KT in der Nähe der Vibrationsplatte
Abbildung 5-5 Beschleunigung am GL
Abbildung 5-6 Beschleunigung am TA

Quellen für die Tabellen

Quelle: erstellt in Microsoft Excel(Serfiraz Dogan):

Tabelle 3-1 Experimentablauf für eine mögliche Kombination des Kippwinkels (KW) und der Vibrationsrichtung (VR)
Tabelle 3-2 Permutationstabelle der Reihenfolgen für die Versuchsbedingungen
Tabelle 3-3 EMG- Sensor- Spezifikationen, aus [Delsys 2012]
Tabelle 3-4 Accelerometer Spezifikationen [Delsys 2012]
Tabelle 3-5 Filterspezifikationen der Notchfilter
Tabelle 5-1 Clusteranalyse der korrigierten EMG-RMS am GL bei 25 Hz Vibration pro Experiment (5 Datenpunkte pro Experiment)